

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

ELIAS CANTARELLI HOFFMANN

**DESENVOLVIMENTO DE UMA METODOLOGIA PARA CONTROLE DA
QUALIDADE DE IMAGENS EM EQUIPAMENTOS DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO ODONTOLÓGICO**

Porto Alegre

2015

ELIAS CANTARELLI HOFFMANN

**DESENVOLVIMENTO DE UMA METODOLOGIA PARA CONTROLE DA
QUALIDADE DE IMAGENS EM EQUIPAMENTOS DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO ODONTOLÓGICO**

Dissertação de mestrado no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.
Área de concentração: Sinais, Sistemas e Tecnologia da Informação.
Linha de Pesquisa: Engenharia Biomédica.

Orientadora: Profa. Dra. Ana Maria Marques da Silva

Co-Orientador: Prof. Dr. Dario Francisco Guimarães de Azevedo

Porto Alegre

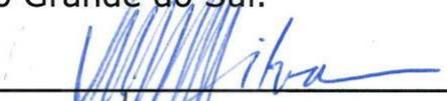
2015



**DESENVOLVIMENTO DE UMA METODOLOGIA PARA
CONTROLE DA QUALIDADE DE IMAGENS EM
EQUIPAMENTOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE
FEIXE CÔNICO ODONTOLÓGICO**

CANDIDATO: ELIAS CANTARELLI HOFFMANN

Esta Dissertação de Mestrado foi julgada para obtenção do título de MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.



DRA. ANA MARIA MARQUES DA SILVA - ORIENTADORA



DR. DARIO F. GUIMARÃES DE AZEVEDO - CO-ORIENTADOR

BANCA EXAMINADORA



DR. ALEXANDRE ROSA FRANCO - DO PPGE/FENG - PUCRS



DR. RICARDO MEURER PAPALÉO - DO PGETEMA/FENG - PUCRS

Dedico este trabalho aos meus pais (Fátima e Nilo) e aos meus avós (Iolita e Benildo; Alda e Adolfo).

AGRADECIMENTOS

À Profa. Dra. Ana Maria Marques da Silva, a orientação, apoio e compreensão no desenvolvimento deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Dario Francisco Guimarães de Azevedo, o apoio e incentivo.

Aos colegas da Protótipos 3D, o apoio à realização do trabalho.

Ao físico João Alfredo Borges, a colaboração com as aquisições das imagens tomográficas no MSCT.

À física Luciane Guerra Boanova, o apoio com o simulador de CT convencional.

À equipe do IDEIA – PUCRS, o apoio ao desenvolvimento do simulador CBCT *Phantom*

À Dra. Helena Wilhelm de Oliveira, a colaboração com as aquisições das imagens em sua clínica de radiologia odontológica.

À Dra. Magali Ceroni Guerra, a colaboração com as aquisições das imagens em sua clínica de radiologia odontológica.

Ao Dr. Marcio de Alexandrino, a colaboração com as aquisições das imagens em sua clínica de radiologia odontológica.

A PUCRS, o incentivo através do programa PROBOLSAS.

***“A menos que modifiquemos a
nossa maneira de pensar, não seremos
capazes de resolver os problemas
causados pela forma como nos
acostumamos a ver o mundo”
(Albert Einstein)***

RESUMO

Sistemas de tomografia computadorizada por feixe cônico ou CBCT têm sido utilizados para radiologia diagnóstica de cabeça e pescoço, e aplicações em cirurgia bucomaxilofacial. Diferentes CBCT odontológicos estão sendo desenvolvidos e disponibilizados, com uma grande variabilidade dos parâmetros de exposição e campos de visão. Embora tenham qualidade diagnóstica suficiente, algumas das desvantagens dos CBCT odontológicos são a sua incapacidade de discriminar tecidos moles devido a limitações na resolução de contraste e a imprecisão para fornecer informações sobre a qualidade dos tecidos. Procedimentos e simuladores de controle de qualidade para a tomografia computadorizada convencional não são plenamente aplicáveis para equipamentos CBCT. Além disso, há uma falta de métodos quantitativos para a análise da qualidade da imagem adequada para CBCT odontológico. O objetivo deste estudo foi desenvolver e implementar uma metodologia viável para análise de qualidade de imagens em diferentes modelos de equipamentos CBCT odontológicos. A metodologia foi baseada em procedimentos de controle de qualidade de tomógrafos convencionais, e adaptada para superar as limitações da CBCT dentária. Um protótipo de simulador foi projetado especialmente para permitir a aquisição de parâmetros de qualidade de imagem relevantes para a imagem dentária. Os equipamentos CBCT foram divididos em categorias para a análise, relacionadas com seu campo de visão (FOV): pequeno campo de visão (SFOV) e amplo campo de visão (FFOV). Os seguintes parâmetros de qualidade de imagem foram avaliados: uniformidade de campo, o ruído da imagem, razão contraste-ruído, acurácia do número CT, artefatos, resolução espacial e distorção geométrica. A aplicabilidade da metodologia foi avaliada usando um CBCT SFOV e quatro FFOV diferentes. Grandes diferenças no desempenho da qualidade de imagem foram observadas entre os equipamentos. Um método de calibração do número CT foi desenvolvido e testado, permitindo que os equipamentos CBCT possam avaliar a densidade óssea. Concluindo, uma nova metodologia foi implementada e mostrou-se viável para utilização em equipamentos CBCT odontológicos com uma variedade de campos de visão. Com base nas avaliações, o simulador protótipo poderá ser otimizado e validado para garantia da qualidade em equipamentos CBCT.

Palavras-chave: CBCT Odontológico. Qualidade da Imagem. Controle da Qualidade, Simulador.

ABSTRACT

Cone-beam CT (CBCT) systems have been used for diagnostic radiology of head and neck, and dentomaxillofacial surgery applications. Different dental CBCT devices are being developed and released, with a wide variability of exposure parameters and fields of view. Although they have sufficient diagnostic quality, some of the drawbacks of the dental CBCT devices are their inability of discriminating soft tissue because of its low contrast resolution, and the inaccuracy to give information about soft tissue quality. Standard quality control procedures and phantoms for conventional CT are not fully applicable for CBCT devices. Furthermore, there is a lack of quantitative methods for image quality analysis suitable for dental CBCT. The aim of this study was to develop and implement a feasible methodology for image quality analysis for different dental CBCT devices. The methodology was based on conventional CT quality control procedures, and adapted to overcome the limitations of dental CBCT. A prototype phantom was specially designed to allow the acquisition of image quality parameters relevant for dental imaging. CBCT devices were divided into categories for the analysis, related to their Field of View (FOV): Small Field of View (SFOV) and Full Field of View (FFOV). The following image quality parameters were evaluated: field uniformity, image noise, contrast-to-noise ratio, CT number accuracy, artifacts, spatial resolution and geometric distortion. Applicability of the methodology was assessed using one SFOV and four different FFOV CBCT devices. Large differences in image quality performance were seen between the CBCT devices. Furthermore, a CT number calibration method was developed and tested, which enables CBCT devices for bone density evaluation. Concluding, a new methodology was implemented and proved to be viable for use on different CBCT devices with a variability of fields of view. Based on the evaluations, the prototype phantom will be optimized and validated for quality assurance on CBCT devices.

Keywords: Dental CBCT. Image Quality. Quality Control, Phantom.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Representação da variação $x'y'$ descrita pelo ângulo φ em relação ao plano xy	22
Figura 2. Diferença entre o feixe cônico do CBCT e o feixe em leque do MSCT	23
Figura 3. Sistema de emissão e detecção da radiação para equipamentos CBCT...24	
Figura 4. ROIs definidas em uma imagem de um simulador preenchido com água .28	
Figura 5. Artefatos metálicos presentes em imagens axiais de CBCT odontológicos.	32
Figura 6 - Fluke <i>Phantom</i> posicionado no tomógrafo MSCT.....	39
Figura 7 – Fluke <i>Phantom</i> posicionado no <i>gantry</i> do FFOV-2.	39
Figura 8 – Fluke <i>Phantom</i> posicionado no gantry do SFOV-1.	40
Figura 9 – Fluke <i>Phantom</i> posicionado no gantry do i-CAT.....	40
Figura 10 – Fluke <i>Phantom</i> posicionado no <i>gantry</i> do i-CAT.	41
Figura 11. Posicionamento das ROIs delimitadas para a medida de uniformidade de campo.....	44
Figura 12. Perfil do número CT para os equipamentos MSCT e CBCT FFOV-2 ao longo da imagem de um simulador uniforme.	46
Figura 13 – Imagem axial das ROIs delimitando os materiais para o cálculo da CNR	49
Figura 14. Imagem do equipamento SFOV contendo as ROIs do material e do fundo do simulador Mini-CT QC <i>phantom</i>	49
Figura 15. Delimitação da região com máxima intensidade para a medida do FWHM.	51
Figura 16 - Vista em perspectiva explodida das regiões do protótipo do simulador desenvolvido neste trabalho, denominado <i>CBCT Phantom</i>	53
Figura 17 – Primeiro setor do <i>CBCT Phantom</i>	54
Figura 18 – Detalhe dos objetos de teste intercambiáveis removidos do primeiro setor do <i>CBCT Phantom</i>	54
Figura 19 – Dois objetos de teste intercambiáveis que podem ser inseridos no primeiro setor do <i>CBCT Phantom</i>	55
Figura 20 – Segundo setor do <i>CBCT Phantom</i>	55
Figura 21 – Terceiro setor do <i>CBCT Phantom</i>	56

Figura 22 - <i>CBCT Phantom</i> posicionado no tomógrafo MSCT	57
Figura 23 – <i>CBCT Phantom</i> posicionado no gantry do Kodak 9500 3D.....	57
Figura 24. Proposta de delimitação das ROIs na região de interesse clínico para uso odontológico em um sistema CBCT FFOV	58
Figura 25. Gráfico da relação entre os do N°CT do MSCT e do CBCT FFOV 2.	60
Figura 26. Delimitação das ROIs para o cálculo da CNR.....	62
Figura 27. Artefatos presentes na imagem do MSCT.	63
Figura 28. Artefatos presentes na imagem do Kodak 9500.	64
Figura 29. Avaliação da distorção geométrica no equipamento MSCT, utilizando o <i>CBCT Phantom</i>	65
Figura 30. Avaliação da distorção geométrica no equipamento CBCT FFOV 2, utilizando o <i>CBCT Phantom</i>	65

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Características dos equipamentos de tomografia computadorizados investigados.....	34
Quadro 2. Parâmetros e procedimentos utilizados para análise da qualidade das imagens de tomografia computadorizada.	37
Quadro 3. Valores de uniformidade de campo para os equipamentos CBCT e MSCT.	44
Quadro 4. Valores de ruído obtidos para os equipamentos investigados.	47
Quadro 5. Resultados da acurácia no número CT	48
Quadro 6. CNR medido no Mini-CT QC <i>phantom</i> para distintos materiais (alumínio, nylon e	50
Quadro 7. Resultados das medidas do FWHM para os equipamentos investigados	52
Quadro 8. Comparação dos valores de uniformidade calculados com métodos diferentes.....	59
Quadro 9. Medidas dos valores de número CT para cada material do CBCT <i>Phantom</i>	60
Quadro 10. Valores de ruídos N(HU) com o CBCT <i>Phantom</i> para os equipamentos MSCT FFOV 2.	61
Quadro 11. Valores de CNR para distintos materiais obtidos para o simulador CBCT <i>Phantom</i>	62

LISTA DE SIGLAS

AAPM – American Association of Physicist on Medicine

ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária

CBCT – Cone Beam Computed Tomography

CT – Computed Tomography

DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine

EADMFR - European Academy of DentoMaxilloFacial Radiology

EURATOM – European Atomic Energy Community

FFOV – Full Field of View

HU – Hounsfield Unit

IAEA – International Atomic Energy Agency

IDEIA – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da PUCRS

LDPE – Low-Density Polyethylene

NIH – National Institute of Health

NIMH – National Institute of Mental Health

PMMA – Polimetilmetacrilato

PTFE - Politetrafluoroetileno

PUCRS – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

ROI – Region of Interest

SEDEXCT - Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-ray Modality

SFOV – Small Field of View

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 OBJETIVOS.....	18
2.1 Objetivo Geral	18
2.2 Objetivos Específicos	18
3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	20
3.1 Princípios Básicos da Tomografia Computadorizada.....	20
3.2 Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico Odontológica	23
3.2.1 Qualidade e Limitações da Imagem em CBCT	25
3.3 Parâmetros Físicos da Imagem em Tomografia Computadorizada	26
3.3.1 Número CT	26
3.3.2 Acurácia do Número CT	27
3.3.3 Uniformidade de Campo	28
3.3.4 Ruído da Imagem	29
3.3.5 Resolução em Contraste	30
3.3.6 Resolução Espacial	31
3.3.7 Produção de Artefatos	31
4 PROPOSTA	33
4.1. Identificação das características dos modelos de equipamentos de CBCT odontológicos	33
4.2. Procedimentos de controle da qualidade em equipamentos de tomografia computadorizada.....	35
4.3. Desenvolvimento do Simulador para Controle da Qualidade de Imagens de CBCT Odontológicos.....	41
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	43
5.1. Procedimentos de controle da qualidade em equipamentos de tomografia computadorizada.....	43
5.1.1 Uniformidade de Campo	43
5.1.2 Ruído da Imagem	46
5.1.3 Acurácia do Número CT	47
5.1.4 Razão Contraste-Ruído (CNR)	48
5.1.5 Resolução Espacial	51

5.2Desenvolvimento do Simulador para Controle da Qualidade de Imagens de CBCT Odontológicos.....	52
5.2.1 Avaliação do uso do Simulador Desenvolvido para Controle da Qualidade de Imagens de Tomografia Computadorizada	56
5.2.2 Uniformidade com <i>CBCT Phantom</i>	58
5.2.3 Acurácia do Número CT com o <i>CBCT Phantom</i>	59
5.2.4 Ruído da Imagem com o <i>CBCT Phantom</i>	61
5.2.5 CNR com o <i>CBCT Phantom</i>	62
5.2.6 Artefatos Metálicos com o <i>CBCT Phantom</i>	63
5.2.7 Avaliação Qualitativa da Distorção Geométrica	64
6 CONCLUSÕES E SUGESTÕES	66
REFERÊNCIAS.....	68

1 INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, equipamentos de tomografia computadorizada de feixe cônico ou CBCT (do inglês, *Cone Beam Computed Tomography*) vêm sendo utilizados em radiodiagnóstico de cabeça e pescoço por odontologistas, traumatologistas e otorrinolaringologistas (MIRACLE et. al, 2009). Estudos mostram que as imagens de CBCT são adequadas para caracterizar a morfologia óssea de estruturas, tais como seios maxilares, canal incisivo, canal mandibular e forame mentoniano. Dessa forma, são importantes no planejamento cirúrgico de implantes dentários e de cirurgias bucomaxilofaciais (GUERRERO et. al, 2006). Imagens de CBCT também têm sido utilizadas em tratamentos ortodônticos, para avaliação da espessura do osso palatino, do padrão de crescimento ósseo, da estimativa de idade pela arcada dentária, das vias aéreas, de dentes inclusos e impactados (GARRETT et. al, 2008).

Os sistemas de CBCT, em geral, fornecem resoluções espaciais adequadas em estruturas de alto contraste, dependendo das regiões de interesse (SIEWERDSEN et al., 2005), devido à tecnologia de detector de tela plana ou FPD (do inglês, *Flat Panel Detector*) e a aquisição isotrópica dos dados (COWEN et al., 2008). No entanto, tais equipamentos não são adequados para produzir imagens de estruturas de baixa densidade, pois utilizam valores de corrente elétrica menores do que os tubos de raios X convencionais e, conseqüentemente, produzem baixo fluxo de fótons interagindo com o sistema de detecção. Isto faz com que as estruturas que apresentam coeficientes de atenuação semelhantes não possam ser diferenciadas por meio dos tons de cinza presentes nas regiões de interesse da imagem, pois há uma quantidade menor de informação produzida e conseqüentemente maior ruído na imagem (MOZZO et al. 1998; ARAI et. al., 1999, GUERRERO et al., 2006). A CBCT com a tecnologia FPD proporciona, tipicamente, uma dose de radiação aos pacientes mais baixa do que a tomografia computadorizada ou CT (do inglês, *Computed Tomography*) convencional, com boa resolução espacial. No entanto, a resolução em contraste é prejudicada devido ao aumento da radiação espalhada incidente nos FPDs (GUERRERO et al., 2006).

Nos equipamentos de CBCT odontológicos, o campo de visão costuma excluir algumas regiões da cabeça. Regiões do crânio que estão fora do campo de visão ou FOV (do inglês, *Field of View*) do equipamento podem produzir artefatos na reconstrução tomográfica, assim como uma falta de uniformidade do Número CT, conforme estudos realizados por Bryant e colaboradores (2008). Os pesquisadores constataram variações extremamente elevadas do Número CT, da ordem de 400 HU para tecidos com a mesma atenuação, em posições diferentes na imagem. Além disso, uma variação da ordem de 900 HU foi observada entre os tecidos moles das fossas nasais e o tecido mole da região posterior do crânio.

Conseqüentemente, as limitações dos sistemas CBCT mencionadas nos parágrafos anteriores mostram a necessidade de realizar procedimentos de controle da qualidade das imagens adquiridas nesses equipamentos. Ao utilizar as recomendações nacionais (BRASIL, 2005) para o controle de qualidade para equipamentos convencionais de CT em dois modelos de equipamentos CBCT odontológicos, Hoffmann (2011), observou inconformidades, particularmente em relação à uniformidade do Número CT e ao ruído. Adicionalmente, nesse estudo foram encontradas dificuldades metodológicas para a adaptação dos testes de controle da qualidade previstos para equipamentos convencionais de CT para os sistemas CBCT, impossibilitando a adoção dos protocolos ali descritos. As dificuldades estavam relacionadas, principalmente, à grande variabilidade de modelos de equipamentos CBCT odontológicos com diferentes campos de visão ou FOV (do inglês, *Field of View*), parâmetros de exposição e ausência de plataformas para o posicionamento dos simuladores (usualmente denominados *phantoms*) para controle da qualidade nesses equipamentos.

Entre 2007 e 2011, a Academia Europeia de Radiologia Dentomaxilofacial - EADMFR (do inglês, *European Academy of DentoMaxilloFacial Radiology*) e um grupo formado por pesquisadores de universidades europeias (*University of Manchester, Katholieke Universiteit Leuven, Malmö University, Dental School Athens University, Universitas Vilnensis e Universitas Medicinae et Pharmaciae*) desenvolveu o projeto SEDENTEXCT (do inglês, *Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental*

X-ray Modality), financiado pela comunidade europeia de energia atômica (EURATOM), no qual foi criado um programa de garantia e controle da qualidade com o objetivo de desenvolver diretrizes para equipamentos CBCT de uso odontológico instalados no continente europeu (EUROPEAN COMMISSION, 2012). Desde 2011, trabalhos sobre controle da qualidade em CBCT odontológico (PAUWELS et. al. 2011, 2012; BAMBA et. al., 2013) vem sendo publicados, relatando os resultados relacionados ao projeto SEDENTEXCT para os equipamentos instalados em diversos países da Europa.

No Brasil, até o momento, não existem recomendações e regulamentações da ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária) para procedimentos de garantia e controle da qualidade em equipamentos CBCT odontológicos, apesar do grande número de equipamentos instalados nos últimos anos. Assim, percebe-se a necessidade de desenvolver uma metodologia que possa ser amplamente implementada para o controle da qualidade em diversos modelos de equipamentos CBCT odontológicos instalados no país.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Este trabalho tem por objetivo desenvolver e implementar uma metodologia para o controle da qualidade de imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico ou CBCT (do inglês, *Cone Beam Computed Tomography*) para uso odontológico.

2.2 Objetivos Específicos

- 1) Identificar as potencialidades e fragilidades do uso de procedimentos de controle de qualidade de imagens de CT convencional em equipamentos de CBCT odontológicos;
- 2) Desenvolver um protótipo de simulador para controle da qualidade de imagens de sistemas CBCT odontológicos;
- 3) Desenvolver procedimentos de controle da qualidade de imagens em CBCT odontológicos, viáveis para uso em diferentes modelos;
- 4) Implementar a metodologia desenvolvida para controle de qualidade de imagens em um equipamento de CBCT odontológico, utilizando o simulador desenvolvido.

Em relação à estrutura desta dissertação, o Capítulo 3 apresenta a Fundamentação Teórica, a qual aborda os princípios básicos da tomografia computadorizada, os parâmetros físicos relacionados às imagens tomográficas e uma breve descrição dos sistemas CBCT, juntamente com suas limitações e potencialidades. No Capítulo 4 encontra-se a Proposta para o desenvolvimento do protótipo do simulador ou *CBCT Phantom* e os procedimentos de controle de qualidade, assim como a metodologia de aquisição das imagens tomográficas e métodos aplicados para a interpretação dos resultados em diferentes modelos de CBCT odontológicos. No Capítulo 5 encontram-se os

resultados obtidos e discussões. Por fim, no Capítulo 6, encontram-se as conclusões, juntamente com sugestões de continuidade deste trabalho.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo são apresentados os princípios básicos da Tomografia Computadorizada CT (do inglês, *Computed Tomography*), os parâmetros físicos da imagem em CT tais como número CT, uniformidade de campo, ruído da imagem, acurácia do número CT, resolução espacial, artefatos e resolução em contraste. Além disso, são apresentadas algumas limitações e potencialidades para o uso odontológico da Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico CBCT (do inglês, *Cone Beam Computed Tomography*).

3.1 Princípios Básicos da Tomografia Computadorizada

Na medicina a Tomografia Computadorizada CT (do inglês, *Computed Tomography*), foi introduzida por Godfrey N. Hounsfield em 1967 (HOUNSFIELD, 1973). A aquisição dos dados era baseada em um sistema de translação e rotação de feixes estreitos de raios X com geometria paralela. Os feixes eram direcionados a um detector diametralmente oposto à fonte e a intensidade dos fótons incidentes no detector era medida. O *gantry*¹ realizava a captura sistemática dos dados da atenuação da radiação X por meio da rotação e da translação em múltiplos pontos e ângulos (ibid.). Embora as fontes de raios X, as geometrias de aquisição e os detectores tenham apresentado evoluções significativas desde o sistema de CT original de Hounsfield, os conceitos e os princípios físicos em CT permanecem os mesmos.

A Tomografia Computadorizada é uma técnica na qual o processamento digital de projeções pode ser usado para gerar uma imagem em três dimensões de regiões anatômicas de interesse. O processamento é realizado a partir de séries de imagens em duas dimensões obtidas através da radiação X que interage com o objeto atenuador, neste caso o paciente, e incide no sistema de detecção. As varreduras realizadas pelo feixe de radiação X fornecem imagens detalhadas de um objeto, tais como suas dimensões, forma,

¹ Estrutura montada de forma a envolver o paciente em um plano vertical; contém um sistema de rotação com o tubo gerador de raios X e o sistema de detecção.

defeitos e densidade, tanto para auxílio ao diagnóstico médico, como para situações de investigação em centros de pesquisa.

Segundo Hounsfield (1973), Seeram (1994 e 1997), e Seletchi & Dului (2007), o problema básico da Tomografia Computadorizada é a atenuação da radiação ao interagir com a matéria. Em função disso, supõe-se que um feixe de raios X, estreito e monoenergético, atravesse um meio não homogêneo (composto de diversos materiais) e, neste caso, nenhuma radiação espalhada incida no sistema de detecção. Desta forma, a intensidade de radiação transmitida, após interagir com o material, é representada pela equação (1):

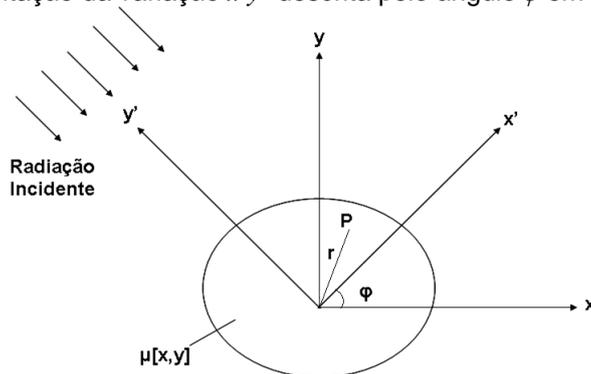
$$I_{\varphi}(x') = I_o(x') e^{(-\int_l \mu[x,y] dy')} \quad (\text{Equação 1}),$$

Onde $I_o(x')$ é a intensidade do feixe incidente, o ângulo φ e x' definem a posição da medida, $\mu[x',y']$ é o coeficiente de atenuação linear, considerando-se uma distribuição bidimensional, e l representa o comprimento do caminho entre a fonte de raios X e o sistema de detecção. A fonte de raios X e o sistema de detecção giram ao redor do objeto de interesse segundo a variação de $x'y'$. Além disso, considera-se que o feixe de raios X seja paralelo ao eixo y' . Consequentemente pode-se representar a projeção do objeto como sendo $\lambda_{\varphi}(x')$, segundo a equação (2):

$$\lambda_{\varphi}(x') = -\ln \left[\frac{I_{\varphi}(x')}{I_o(x')} \right] = \int_l \mu[x,y] dy' \quad (\text{Equação 2})$$

Portanto, o objeto é representado por uma distribuição bidimensional do coeficiente de atenuação linear $\mu[x,y]$, como mostra a Figura 1.

Figura 1. Representação da variação $x'y'$ descrita pelo ângulo φ em relação ao plano xy .



A origem do sistema de coordenadas é posicionada no centro de rotação do *gantry*, onde P representa um ponto genérico do objeto de interesse. (Fonte: adaptado de SELETCHI & DULIU, 2007).

A atenuação da radiação X, descrita pela equação (1), é medida nos equipamentos de CT ao longo de várias linhas num plano perpendicular ao plano axial do paciente com o objetivo de reconstruir um mapa de coeficientes de atenuação da radiação (HOUNSFIELD, 1973; SEERAM 1994 e 1997; SELETCHI & DULIU, 2007).

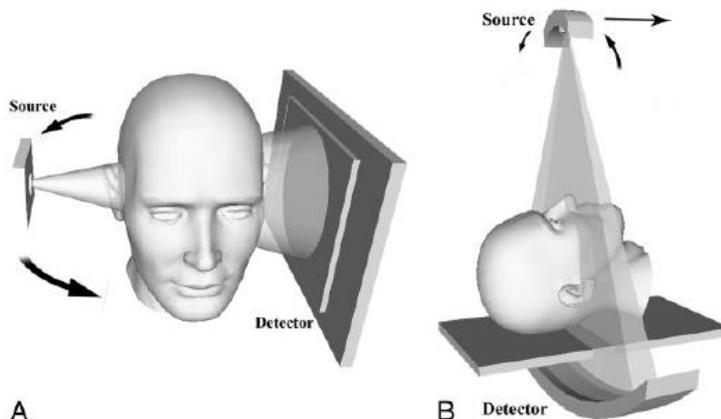
Segundo Seeram (1994), as aquisições de imagens em sistemas de CT convencional têm evoluído através de 4 gerações. A primeira geração de tomógrafos utilizava feixes de radiação X estreitos, também conhecidos como *pencil beams of X-rays*, e necessitavam da translação e da rotação da fonte e do sistema de detecção. A segunda geração de equipamentos introduziu a geometria de feixe de radiação X em formato de leque, também conhecidos como *fan-beam X-ray geometry*, e utilizava-se de uma única matriz linear de detectores. Na terceira geração, um único detector em formato de arco foi introduzido em conjunto com um feixe de radiação X em formato de leque. A quarta geração utilizou-se de um feixe de radiação X em formato de leque e de uma matriz circular de detectores. Nos sistemas atuais, a varredura realizada nos pacientes por meio de Tomografia Computadorizada Múltiplos Cortes ou MSCT (do inglês, *Multi Slice Computed Tomography*) é utilizada com o intuito de reduzir-se os tempos de exposição do paciente a radiação e de aquisição das imagens (ibid.).

3.2 Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico Odontológica

O equipamento de tomografia computadorizada de feixe cônico para uso odontológico ou *Dental CBCT* (do inglês, *Dental Cone Beam Computed Tomography*), foi introduzido por Mozzo et. al. (1998) e Arai et. al. (1999).

Em sistemas CBCT, o feixe de raios X forma uma geometria cônica entre a fonte e o detector. Esta forma é diferente em relação à geometria do feixe em formato de leque (*fan-beam*) do CT convencional ou MSCT, no qual o sistema de colimação restringe o feixe de raios X para uma geometria aproximadamente em 2 dimensões. A aquisição tomográfica do equipamento CBCT ocorre com apenas uma única rotação do *gantry*, diferentemente dos sistemas de CT convencionais que necessitam de rotação e translação do *gantry* (SEERAM, 1997; GUERRERO et al., 2006). A Figura 5 mostra a diferença básica das geometrias de emissão do feixe de radiação X e do sistema de detecção.

Figura 2. Diferença entre o feixe cônico do CBCT e o feixe em leque do MSCT

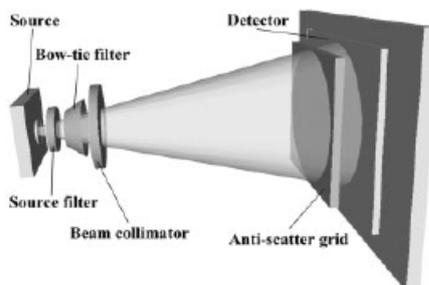


Representação das geometrias de aquisição de duas modalidades de CT. (A) Geometria cônica do feixe de radiação em um equipamento de CBCT. (B) Geometria convencional do feixe de radiação em formato de leque utilizada em equipamentos MSCT. (Fonte: Adaptado de MIRACLE, 2009).

O sistema de emissão é composto pelo tubo de raios X, um sistema de filtração da fonte para o feixe primário adicionado de um sistema de filtragem de compensação e um sistema de colimação o qual proporciona a forma cônica ao feixe de raios X. O sistema de detecção é composto de uma grade anti-espalhamento da radiação e um sistema de detecção planar, também conhecido como FPD (do inglês, *Flat Panel Detector*), podendo ser de silício

amorfo ou de iodeto de céσιο dependendo do equipamento e do fabricante (LIANG, et al., 2009). A Figura 3 apresenta um esboço do sistema de emissão e do sistema de detecção da radiação para os CBCT odontológicos.

Figura 3. Sistema de emissão e detecção da radiação para equipamentos CBCT



Sistema composto pela filtração da fonte de raios X, filtro de compensação, colimação do feixe e grade anti-espalhamento. (Fonte: Adaptado de MIRACLE, 2009).

A filtração da radiação X na fonte, colimação do feixe, e filtragem de compensação constituem os métodos diretos de redução do espalhamento da radiação X. Filtração na fonte pode ser realizada pela aplicação de um filtro de alumínio para remover os fótons de baixa energia de maneira uniforme do feixe de radiação X. A colimação do feixe elimina os fótons externos à região de interesse reduzindo a contribuição do espalhamento periférico e a dose de radiação nos pacientes (GUPTA et al., 2004). A grade anti-espalhamento é composta por folhas de chumbo dispostas em um padrão radial, centralizadas no ponto focal do FPD, e visa reduzir a absorção do espalhamento periférico (MIRACLE, 2009).

As imagens tomográficas são reconstruídas por meio de algoritmos de reconstrução com o objetivo de produzirem imagens multidimensionais pela inversão da projeção de dados em uma dimensão (1D). O algoritmo de reconstrução mais frequentemente utilizado em CBCT é um algoritmo modificado de Feldkamp (MIRACLE, 2009). O algoritmo de Feldkamp é, essencialmente, uma adaptação em três dimensões (3D) do método de retroprojeção filtrada, também conhecido como FBP, do inglês *Filtered Back Projection*, utilizado em reconstruções em duas dimensões (2D) de feixes de radiação *fan-beam*, nos sistemas de CT convencionais. O processo de filtragem, ou convolução, envolve a aplicação de um *kernel*, ou filtro matemático, à projeção dos dados brutos antes dos mesmos serem

retroprojetados. A filtragem reduz os diversos borramentos presentes no processo de retroprojeção. Os primeiros algoritmos de Feldkamp resolveram o problema da inversão para a aquisição envolvendo uma rotação circular completa do vértice do feixe cônico sobre o objeto. Algoritmos mais recentes têm sido adaptados para trajetórias circulares curtas da fonte de raios X considerando-se um arco (ibid.).

Para que um sistema de tomografia por emissão de feixe cônico odontológico seja implantado, basicamente necessita-se de um computador como estação de trabalho (*workstation*), de um circuito elétrico dedicado e específico ao equipamento (de ~110 V a ~240V com, no máximo, 5 A), incluindo *no-break*, espaço físico com radioproteção somente para o equipamento, sala anexa também com cálculo de radioproteção ou biombo com blindagem de chumbo para a atenuação da radiação X secundária para a proteção do operador técnico do sistema (MIRACLE, 2009).

3.2.1 Qualidade e Limitações da Imagem em CBCT

Os equipamentos de CBCT, em geral, fornecem boa resolução espacial em alto contraste dependendo das regiões de interesse (SIEWERDSEN et al., 2005). A resolução espacial é uma das qualidades de maior interesse em sistemas de CBCT visto que a mesma é favorecida em grande parte devido à tecnologia FPD e aquisição isotrópica dos dados (COWEN et al., 2008). No entanto, os equipamentos não são adequados para produzir imagens de materiais de baixa densidade, pois se utilizam de valores de corrente elétrica menores do que nos tubos de raios X convencionais e, conseqüentemente, produzem um fluxo menor de fótons interagindo com o sistema de detecção. Isto faz com que as estruturas que apresentam atenuações semelhantes não possam ser diferenciadas por meio dos tons de cinza presentes na matriz e nos *pixels* de interesse, pois há uma quantidade menor de informação produzida (MOZZO et al. 1998; GUERRERO et al., 2006).

O sistema de aquisição de imagens por meio do CBCT com a tecnologia FPD proporciona, tipicamente, excelentes resoluções espaciais com uma baixa dose de radiação aos pacientes. No entanto, a resolução em contraste é

prejudicada devido ao aumento da radiação X espalhada incidente nos FPDs (GUERRERO et al., 2006).

As características que contribuem para a produção do espalhamento nos sistemas CBCT são a geometria do sistema de aquisição de imagens, a extensão da direção Z (perpendicular ao sistema de detecção) no campo de visão (FOV) e o espectro de energia do feixe de raios X (SIEWERDSEN et al., 2005). A abordagem mais simples para se reduzir o espalhamento é a minimização do campo de visão na direção Z, aumentando-se a lacuna de ar, e otimizando-se o sistema de modulação e colimação do feixe de raios X (ibid.). No entanto, o campo de visão na direção Z e a lacuna de ar entre o paciente e o sistema de detecção são dependentes do volume do tecido de interesse e das limitações espaciais do sistema do *gantry*, respectivamente, e, em função disto, limitados quanto à redução do espalhamento. Mesmo assim, é importante selecionar menores campos de visão na direção Z, pois os mesmos fornecerem visualizações adequadas para o tecido alvo (GUPTA et al., 2004). As restrições espaciais limitam a funcionalidade de aumentos maiores na lacuna de ar para reduzir o espalhamento, especialmente em sistemas de CBCT projetados para serem compactos.

3.3 Parâmetros Físicos da Imagem em Tomografia Computadorizada

As subseções a seguir apresentam uma breve revisão bibliográfica sobre os parâmetros físicos da imagem em tomografia computadorizada, apresentando os seguintes parâmetros: número CT, acurácia do número CT, uniformidade de campo, ruído da imagem, resolução em contraste, resolução espacial e artefatos.

3.3.1 Número CT

Número CT está relacionado com os coeficientes de atenuação lineares μ dos tecidos que compõem o corte tomográfico quando comparados com a

água (HOUNSFIELD, 1973; SEERAM, 1997) e podem ser calculados pela Equação 3:

$$\text{Número CT} = \left(\frac{\mu_{\text{tecido}} - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \right) \cdot K \quad (\text{Equação 3}),$$

onde μ_{tecido} representa o coeficiente de atenuação linear médio para os tecidos, $\mu_{\text{água}}$ representa o coeficiente de atenuação linear médio para a água, e K é uma constante, ou fator de contraste. Neste caso, o valor de K é escolhido a fim de determinar o fator de contraste, ou fator de escala.

Na comunidade médica, a reconstrução dos mapas dos coeficientes de atenuação da radiação é comumente representada em unidades de Hounsfield, também conhecidas como *Hounsfield Units* (HU), na qual o Número CT é dado pela Equação 4, com o fator de escala ou fator de contraste K igual a 1000:

$$\text{Número CT (HU)} = \left(\frac{\mu_{\text{tecido}} - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \right) \cdot 1000 \quad (\text{Equação 4})$$

O Número CT da água é definido como referência, possuindo o valor de HU igual a 0. Materiais mais densos do que a água terão valores positivos de HU e os menos densos, como a gordura ou o ar, possuem valores negativos (SEERAM, 1997).

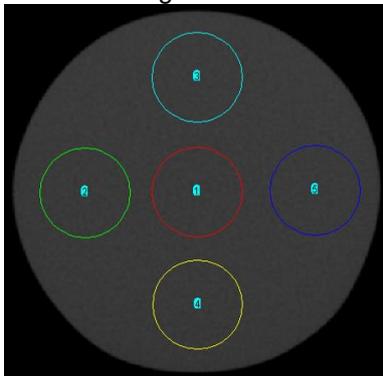
3.3.2 Acurácia do Número CT

A acurácia do Número CT é a medida da correspondência entre o número CT e o coeficiente de atenuação linear médio de um material em relação à água (SEERAM, 1997).

3.3.3 Uniformidade de Campo

A uniformidade dos números CT no campo de visão ou FOV (do inglês, *Field of View*) representa um indicador de qualidade da imagem adquirida (SEERAM, 1994; 1997). Esta uniformidade refere-se aos valores dos *pixels*² na imagem reconstruída, os quais devem ser constantes em qualquer ponto da imagem adquirida de um objeto simulador da atenuação da radiação média dos tecidos humanos, também conhecido como *phantom*. Para avaliar a uniformidade de uma imagem, cinco regiões de interesse ou ROI (do inglês *Region of Interest*) são definidas em uma imagem axial tomográfica de um simulador padrão de material uniforme, p.e. PMMA, ou preenchido com água. A partir destas regiões os valores das intensidades dos níveis de cinza na imagem são medidos. A Figura 4 mostra as ROIs em uma imagem axial tomográfica reconstruída a partir da aquisição de um *phantom* preenchido com água.

Figura 4. ROIs definidas em uma imagem de um simulador preenchido com água



As medidas das ROIs são utilizadas para o cálculo da uniformidade da imagem. (Fonte: O autor).

Segundo IAEA (2012), a uniformidade do número CT, representada por $|U|$, é calculada através da diferença absoluta entre os valores medidos do número CT em uma ROI central e em quatro ROI's periféricas medindo-se os seus valores médios em uma ROI central e em quatro ROI's periféricas com áreas iguais a 10% do tamanho do FOV ou 500 mm^2 , por meio da Equação 5:

² *Pixel*, do inglês *Picture Element*, representa a unidade fundamental de uma imagem digital bidimensional. Além disso, em imagens de CT o tamanho do *pixel* pode ser determinado pela seguinte equação: Tamanho do Pixel = FOV / Tamanho da Matriz (Seeram, 1994).

$$|U| = |CT_{\text{periferia}} - CT_{\text{central}}| \quad (\text{Equação 5}),$$

onde $CT_{\text{periferia}}$ refere-se ao valor médio do Número CT de cada uma das ROI's na periferia da imagem axial tomográfica do *phantom* e CT_{central} refere-se ao valor médio do Número CT na ROI central.

3.3.4 Ruído da Imagem

Ruído em CT é o grau de incerteza na medição da atenuação dos raios X que atravessam o paciente e depende do número de fótons que incidem no detector. Ruído em CT é um fator importante na determinação da qualidade da imagem. De forma quantitativa o ruído em CT, também conhecido como ruído quântico, é a flutuação estatística ou desvio padrão do número CT de uma região de interesse homogênea. Ruído quântico pode ser medido calculando-se o desvio padrão dos valores médios do número CT obtidos em uma região de interesse equivalente a 10% da área da imagem axial do objeto homogêneo (água ou PMMA, por exemplo) (ZARB, et al., 2010).

O ruído em CT, representado por $N(HU)$, pode ser calculado a partir do desvio padrão dos valores medidos em uma ROI delimitada em uma imagem por meio da Equação 6:

$$N(HU) = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad (\text{Equação 6}),$$

onde n representa o número total de pixels dentro da região de interesse, x_i é o valor individual de um pixel em HU, e \bar{x} é o valor médio dos pixels em HU (SEERAM, 1994).

O manual de desempenho de equipamentos da ANVISA (BRASIL, 2005) prevê que nos testes de aceitação ou desempenho, deve-se verificar se o valor do ruído é menor ou igual ao valor especificado pelo fabricante, denominado linha de base. Nos testes de constância dos equipamentos, a variação do ruído

em relação à linha de base deve estar dentro de $\pm 10\%$ ou 0,2 HU, o que for maior.

3.3.5 Resolução em Contraste

A resolução em contraste, ou resolução entre tecidos, é a habilidade do sistema de detecção de CT de distinguir estruturas adjacentes com contraste próximo (SEERAM, 1997). Em outras palavras, a resolução em contraste descreve a habilidade de um sistema de imagem em discriminar a atenuação da radiação em tecidos com atenuações diferentes, medida em unidades de Hounsfield (HU).

Os fatores que afetam a resolução em contraste incluem o fluxo de fótons incidente no sistema de detecção, espessura de corte tomográfico, tamanho do paciente, sensibilidade do sistema de detecção, algoritmos de reconstrução, visualização da imagem, registro das imagens e ruído (ibid.).

Quantitativamente a resolução em contraste pode ser avaliada por meio da razão contraste-ruído ou CNR (do inglês *Contrast-to-Noise Ratio*). A CNR é encontrada a partir da relação entre os valores médios e desvios padrão do número CT obtidos nas ROIs delimitadas em diferentes materiais e na região uniforme de um simulador.

A CNR pode ser calculada a partir da equação 7.

$$|CNR| = \left| \frac{\overline{CT}_{material} - \overline{CT}_{background}}{(\overline{\sigma}_{material} + \overline{\sigma}_{background})/2} \right| \quad (\text{Equação 7})$$

Onde $\overline{CT}_{material}$ representa o valor médio do número CT do material investigado, $\overline{CT}_{background}$ representa o valor médio do número CT do fundo de PMMA de um simulador, $\overline{\sigma}_{material}$ representa o desvio padrão médio do número CT do material e $\overline{\sigma}_{background}$ representa o desvio padrão médio do número CT do fundo de PMMA.

3.3.6 Resolução Espacial

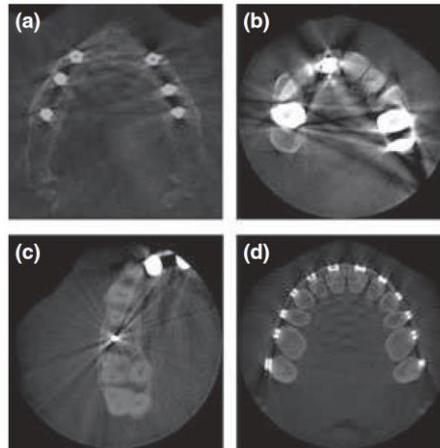
A resolução espacial descreve o grau de borramento em uma imagem (SEERAM, 1997). Dito de outra forma, a resolução espacial de um sistema de imagem em CT representa a sua habilidade de diferenciar objetos com diferentes atenuações separados por pequenas distâncias.

A resolução espacial é tipicamente descrita como sendo máxima frequência espacial medida em pares de linha por centímetro (pl/cm) a partir de um *phantom* com padrão de barras ou de orifícios (ibid.). A descrição quantitativa da resolução espacial pode ser realizada por meio da largura a meia altura ou FWHM (do inglês *Full Width at Half Maximum*) da imagem axial de um fio metálico de diâmetro menor do que a resolução do CT ou através da Função de Transferência de Modulação de uma borda ou ESF (do inglês, *Edge Spread Function*) (COWEN et. al. 2008; PAUEWLS et. al 2011).

3.3.7 Produção de Artefatos

Existem muitas formas de artefatos presentes nas imagens de CT e CBCT sendo comum a presença de artefatos do tipo *cupping* devido a influência dos efeitos de endurecimento de feixe e espalhamento da radiação, bem como dos artefatos metálicos em imagens realizadas principalmente nas regiões de cabeça e pescoço (Barret, 2004). Restaurações metálicas em coroas dentárias, bráquetes ortodônticos e implantes dentários (Figura 5) afetam a qualidade da imagem reconstruída em CT devido ao endurecimento de feixe de raios X, espalhamento e ruído quântico (GUERRERO et. al., 2006; MIRACLE et. al., 2009; PAUWELS, 2011). A figura 5 mostra artefatos metálicos comumente presentes em imagens de CBCT odontológicos.

Figura 5. Artefatos metálicos presentes em imagens axiais de CBCT odontológicos.



- (a) Implantes dentários, (b) coroas dentárias com restaurações metálicas, (c) canal radicular preenchido por metal e (d) bráquetes ortodônticos. (Fonte: Barret et. al, 2004).

Os artefatos metálicos podem ser quantificados nas imagens a partir de técnicas de segmentação pelo processo de limiarização ou, do inglês, *thresholding*. O processo de segmentação por *thresholding* consiste em determinar um valor de limiar que torne possível dividir os níveis de cinza da imagem em dois grupos distintos. O resultado desta operação, denominado binarização, é uma matriz de pixels com intensidades 0 ou 1. (GONZALEZ, et. al. 2010, pg. 187-188).

4 PROPOSTA

Neste capítulo é apresentada a proposta do trabalho, As seções apresentam as características físicas dos equipamentos de CT utilizados neste estudo, os procedimentos de controle de qualidade recomendados pela literatura para análise da qualidade das imagens, as especificações do simulador desenvolvido e a metodologia de análise dos dados.

4.1. Identificação das características dos modelos de equipamentos de CBCT odontológicos

Essa seção apresenta os equipamentos de CT utilizados nesse estudo e suas características de desempenho, conforme dados fornecidos pelos fabricantes (Quadro 1). O equipamento MSCT (do inglês *Multi Slice Computed Tomography*) foi utilizado como referência de desempenho em qualidade da imagem. Os equipamentos de CBCT analisados foram divididos em dois tipos, por tamanho do campo de visão ou FOV (do inglês, *Field Of View*): (i) aqueles de pequeno campo de visão (diâmetro de campo menor do que 8 cm) constituem os equipamentos SFOV (do inglês, *Small Field Of View*); (ii) aqueles de grande campo de visão (diâmetro de campo maior do que 8 cm) constituem os equipamentos FFOV (do inglês, *Full Field Of View*).

Quadro 1 – Características dos equipamentos de tomografia computadorizados investigados.

Código	Marca do Equipamento	Modelo	Tensão de Pico (kV)	Corrente Elétrica (mA)	Tempo de Exposição Pulsada (s)	<i>Field of View</i> (FOV)		
						Largura X Comprimento X Altura (cm ³)	Tamanho do Pixel (mm)	Espessura de Corte (mm)
MSCT	GE®	Discovery 600 CT Lightspeed	120	99	5	70 x 70 x *	0,35/0,35	0,625
FFOV-1	Imaging Sciences International®	i-CAT	120	5	5	13 x 13 x 16	0,2/0,2	0,2
					8	17 x 17 x 23	0,25/0,25	0,25
							0,3/0,3	0,3
FFOV-2	Kodak®	9500 3D	90	10	10,8	18,4 x 18,4 x 20,6	0,3/0,3	0,3/0,3
FFOV-3	Sirona®	Orthophos XG 3D	85	7	5	8 x 8 x 8	0,16/0,16	0,16
SFOV-1	Kodak®	9000C 3D	70	8	10,8	5,0 x 5,0 x 3,7	0,076/0,076	0,076

*comprimento da maca de posicionamento do paciente. (Fonte: O autor).

4.2 Procedimentos de controle da qualidade em equipamentos de tomografia computadorizada

Os procedimentos de controle da qualidade em imagens de tomografia computadorizada foram realizados de acordo com as instruções do Ministério da Saúde, Brasil (2005), utilizando os procedimentos indicados no Manual de Radiodiagnóstico Médico e de Desempenho de Equipamentos da ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária). Os valores de desempenho foram analisados em conformidade com aqueles estabelecidos pelas Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico do Ministério da Saúde (BRASIL, 1998).

O processamento das imagens foi realizado com a utilização dos softwares *ImageJ 1.44k* (RASBAND, 2010), desenvolvido pela *Research Services Branch* (RSB) da *National Institute of Mental Health* (NIMH), parte da *National Institutes of Health* (NIH) dos Estados Unidos, e *OsiriX v.3.6.1* (RATIB et al., 2010) o qual é um software de processamento dedicado a imagens em protocolo DICOM produzidas por equipamentos de imagens médicas.

O Quadro 2 apresenta uma síntese dos parâmetros físicos de qualidade avaliados em equipamentos de tomografia computadorizada. A primeira coluna refere-se aos parâmetros de qualidade das imagens avaliados para equipamentos de tomografia computadorizada em geral, conforme as duas recomendações internacionais mais recentes da AAPM (2002) e da IAEA (2012). A segunda coluna apresenta as recomendações de parâmetros de qualidade avaliados em equipamentos CBCT de uso na radioterapia (BISSONNETTE et. al,2012). As duas últimas colunas apresentam os primeiros trabalhos que avaliam os parâmetros de qualidade das imagens de CBCT de uso odontológico (PAUWELS et I, 2011; BAMBBA et. al., 2013).

Os parâmetros de qualidade das imagens avaliados em sistemas de tomografia computadorizada são: uniformidade de campo, ruído da imagem, acurácia do número CT, resolução espacial, artefatos e resolução em contraste. Observa-se que o único parâmetro que não é indicado para avaliação em sistemas CBCT é a linearidade, que é a relação linear entre o número CT calculado e o coeficiente de atenuação linear, visto que este parâmetro torna-se necessário somente se as aquisições tomográficas no

CBCT forem utilizadas para avaliação de dosimetria (BISSONNETTE et. al., 2012).

Quadro 2. Parâmetros e procedimentos utilizados para análise da qualidade das imagens de tomografia computadorizada.

Parâmetro	CT em geral		CBCT	
	AAPM (2002) e IAEA (2012) MSCT	Bissonnette et. al. (2012) CBCT - Radioterapia	Bamba et. al. (2013) CBCT -Odontologia	Pauwels et al.(2011) CBCT -Odontologia
Uniformidade de campo	Delimitação de ROI central e quatro ROIs periféricas em imagem uniforme de PMMA ou água. $U_n = ROI_n - ROI_{central} $	Utilização de dois <i>phantoms</i> cilíndricos uniformes. (1) com 25 cm de diâmetro de polietileno e (2) com 45 cm de diâmetro de poliuretano. Cálculo dos valores para 05 ROIs. $U_n = ROI_n - ROI_{central}$	Delimitação de ROI no <i>phantom</i> SEDENTEXCT em região uniforme. Diâmetro da ROI circular igual a 20% do diâmetro do FOV do equipamento. Cinco ROIs delimitadas e identificadas numericamente. A ROI central é utilizada como referencial. A uniformidade é medida como a diferença entre os valores médios das ROIs periféricas em relação a ROI central de referência. $U_n = ROI_n - ROI_{central}$	Inserts de PMMA e medidas das diferenças entre os valores médios das ROIs periféricas em relação a ROI central de referência. $U_n = ROI_n - ROI_{central}$
Ruído da imagem	Desvio padrão da ROI medida na região central da imagem de um objeto uniforme.	Cálculo da razão sinal-ruído de uma região uniforme, considerando 5 ROIs. $SNR = \frac{ m_i }{\sigma_i}$	Desvio padrão da ROI do centro do FOV	Desvio padrão da ROI do centro do FOV
Acurácia do Número CT	Medida da média do número CT em uma ROI, posicionada no centro da imagem, de diâmetro 10% do diâmetro total do simulador especificado pelo fabricante.	Medida da média do número CT em uma ROI em um simulador com água	Não é avaliado	Gráfico de correlação entre a média do número CT dos voxels obtidos no equipamento em comparação com os valores obtidos em um MSCT
Resolução Espacial	Análise qualitativa através de padrões de pares de linha/centímetro (lp/cm) ou análise quantitativa por meio do cálculo do MTF da imagem de um objeto de alto contraste.	Análise qualitativa através de padrões de pares de linha/centímetro (lp/cm) ou análise quantitativa por meio do cálculo do MTF da imagem de um objeto de alto contraste.	Análises através das funções LSF, PSF e MTF. LSF, calculadas através da transformada de Fourier do perfil médio entre as interfaces de PMMA e PTFE do insert do <i>phantom</i> . PSF é calculado através da transformada de Fourier do perfil médio de um fio metálico de 0,25 mm de diâmetro. A MTF é calculada da transformada de Fourier da LSF ou da PSF	Imagem axial de um fio de aço de 0,25 mm de diâmetro suspenso no ar. Cálculo da Transformada de Fourier da PSF.
Artefatos	Avaliação qualitativa visual	Avaliação qualitativa visual	Análise quantitativa dos artefatos gerados em um <i>insert</i> que contém cilindros de titânio no SEDENTEXCT <i>phantom</i> . Cálculo das áreas das ROIs delimitadas nas regiões dos artefatos. Quantificação por meio da subtração do <i>background</i> .	$AAV = \frac{MVV_{art} + MVV_{PMMA}}{MVV_{PMMA}}$, onde AAV (<i>Artifact Added Value</i>) representa o valor medido adicionado do artefato, MVV_{art} é o valor médio dos voxels na região do artefato e MVV_{PMMA} é o valor médio dos voxels medido na região uniforme.
Resolução em Contraste	Avaliação qualitativa visual	Não é avaliado	Análise qualitativa visual dos cilindros de materiais diferentes presentes nos inserts do phantom SEDEXTEXT. Os materiais dos cilindros são: PTFE, Al, Delrin e LDPE.	Cálculo da Razão Contraste-Ruído usando o valor medido do material na região central do insert e as medidas periféricas das regiões de PMMA

Neste trabalho, considerando as limitações dos sistemas CBCT, optou-se por desenvolver um simulador que permitisse realizar procedimentos para a avaliação dos seguintes parâmetros físicos nesses sistemas, descritos na Fundamentação Teórica (seção 3):

1. Uniformidade de campo: medida da uniformidade espacial das intensidades dos pixels na imagem, entre diferentes regiões de um simulador uniforme.
2. Ruído da imagem: medida da incerteza aleatória dos valores das intensidades dos pixels na imagem em um simulador uniforme.
3. Acurácia do Número CT: medida da correspondência entre o número CT e o coeficiente de atenuação linear médio do material, em relação à água.
4. Resolução espacial: medida da habilidade do sistema em distinguir dois pequenos objetos situados muito próximos um ao outro.
5. Artefatos: medida relacionada à presença de regiões de não uniformidade em regiões de interesse, devido à presença de estruturas de alta densidade, truncagem de dados ou erro de calibração de detectores, dentre outros.
6. Resolução em contraste: medida da habilidade do sistema em distinguir um objeto que difere em intensidade do fundo.

Para análise do desempenho dos equipamentos, utilizou-se o simulador comercial Mini-CT QC *phantom* (modelo 76-430) da FLUKE Biomedical®. Este simulador é utilizado em testes de controle da qualidade em CT convencional e possui regiões para a inserção de diferentes materiais para avaliação de razão contraste-ruído (CNR), resolução espacial e artefatos metálicos.

Foram realizadas aquisições de imagens tomográficas nos cinco equipamentos apresentados no Quadro 1.

As imagens utilizadas como referência foram realizadas no tomógrafo médico convencional MSCT (*Multislice Computed Tomography*) Discovery 600 CT LIGHTSPEED(r) GE®, da General Electric, conforme mostra a figura 6. O protocolo de aquisição utilizado foi o *Standard*, com filtro tipo *Head Filter*, 120 kVp, 260 mAs e 0,625 mm de espessura de corte.

Figura 6 - Fluke *Phantom* posicionado no tomógrafo MSCT



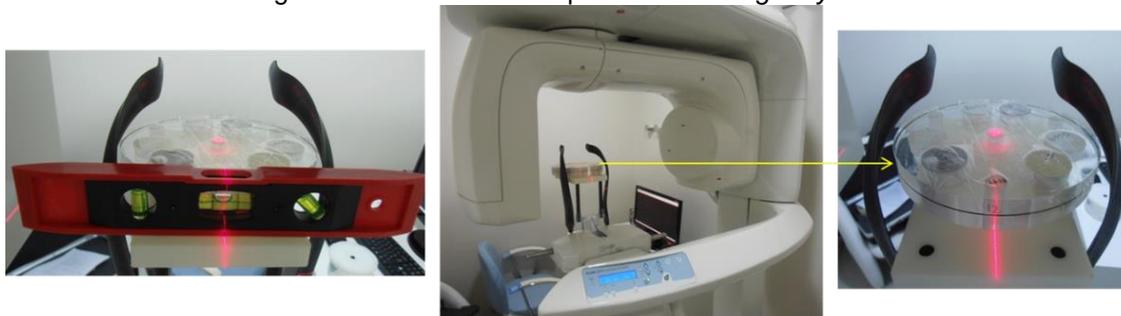
(a)

(b)

(a) Vista em perspectiva do *phantom* Fluke sobre a mesa do tomógrafo e (b) alinhamento através dos feixes de laser do *gantry*. (Fonte: O autor).

Nos tomógrafos odontológicos FFOV-2 Kodak 9500 3D® e SFOV-1 Kodak 9000 C 3D® da Carestream Health, foi utilizada uma plataforma prototipada em impressora 3D para o posicionamento do simulador. As Figuras 7 e 8 mostram o posicionamento do Fluke Phantom nesses modelos de tomógrafos.

Figura 7 – Fluke *Phantom* posicionado no *gantry* do FFOV-2.



(a)

(b)

(c)

(a) Plataforma prototipada posicionada no tomógrafo, (b) equipamento Kodak 9500 3D e (c) *phantom* posicionado sobre a plataforma prototipada

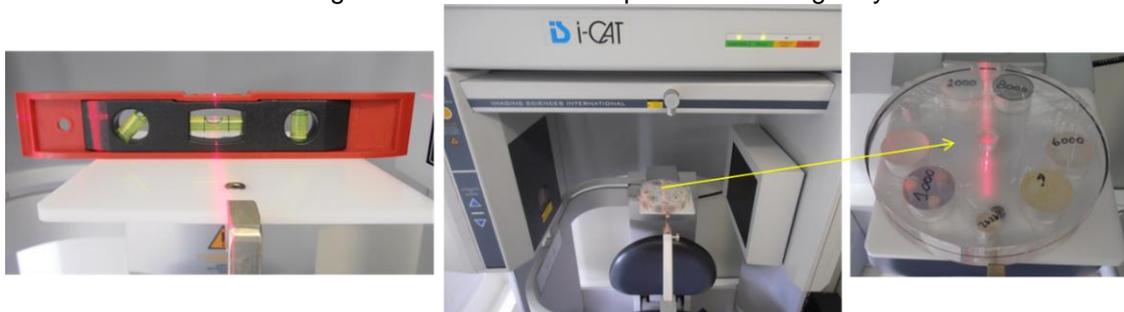
Figura 8 – Fluke *phantom* posicionado no gantry do SFOV-1.



- (a) Plataforma prototipada posicionada no tomógrafo, (b) equipamento Kodak 9000 C 3D e (c) *phantom* posicionado sobre a plataforma prototipada

No tomógrafo odontológico FFOV-1 i-CAT® da *Imaging Sciences International*, foi utilizada a plataforma fornecida pelo fabricante para o posicionamento do simulador. A Figura 9 mostra o posicionamento do Fluke *Phantom* no tomógrafo.

Figura 9 – Fluke *Phantom* posicionado no gantry do i-CAT.



- (a) Verificação do alinhamento e nivelamento da plataforma, (b) gantry do equipamento i-CAT e (c) verificação do alinhamento e posicionamento do *phantom* sobre a plataforma do equipamento.

No tomógrafo odontológico FFOV-1 Orthophos XG 3D® da *Sirona Dental Systems, Inc.*, não há plataforma para o posicionamento do simulador. Na região em que o crânio do paciente é posicionado, o simulador foi apoiado sobre uma esponja (material radiotransparente) e fixado com o auxílio de fitas adesivas. A Figura 10 mostra o posicionamento do Fluke *Phantom* no tomógrafo.

Figura 10 – Fluke *phantom* posicionado no *gantry* do i-CAT.



(a) Verificação do alinhamento e nivelamento do phantom, (b) *gantry* do equipamento Orthophos XG 3D e (c) *phantom* posicionado para a aquisição das imagens.

4.3. Desenvolvimento do Simulador para Controle da Qualidade de Imagens de CBCT Odontológicos

Considerando os parâmetros a serem medidos, foi proposto o desenvolvimento de um protótipo de simulador para a avaliação das imagens tomográficas obtidas em equipamentos CBCT odontológicos. O projeto CAD (*Computer Aided Design*) do simulador foi desenvolvido em um software de modelagem tridimensional Rhinoceros 3D[®] e o protótipo foi construído no IDEIA-PUCRS.

Os requisitos do simulador para a avaliação das imagens tomográficas de CBCT odontológicos devem ser:

- Possuir estruturas e/ou regiões que permitissem a realização de todos os testes de controle da qualidade de imagens em equipamentos de tomografia computadorizada, segundo as recomendações nacionais e internacionais, a saber: uniformidade de campo, ruído da imagem, acurácia do número CT, resolução espacial, artefatos e resolução em contraste.
- Permitir a realização dos testes em equipamentos CBCT odontológicos de pequeno (SFOV) e grande campo de visão (FFOV).
- Possibilitar a verificação da distorção geométrica ao longo dos cortes.

Com o protótipo desenvolvido, denominado *CBCT Phantom*, foi realizado um estudo do desempenho dos parâmetros de qualidade das imagens em um sistema de referência MSCT e um sistema CBCT de grande campo de visão FFOV-2 Kodak 9500 3D. A partir do estudo foi possível avaliar as potencialidades e limitações de

uso desse protótipo em sistemas CBCT odontológicos. Os valores obtidos foram comparados àqueles obtidos no sistema MSCT, considerado como referência.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nesta seção, são apresentados os resultados das etapas do desenvolvimento e implementação de uma metodologia para o controle da qualidade de imagens de CBCT para uso odontológico.

5.1 Procedimentos de controle da qualidade em equipamentos de tomografia computadorizada

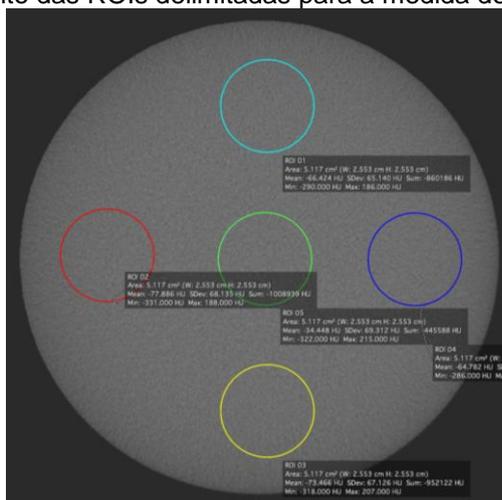
Com o objetivo de identificar as potencialidades e fragilidades do uso de procedimentos de controle de qualidade de imagens de CT convencional em equipamentos de CBCT odontológicos, foram realizados os testes descritos na metodologia, seção 4.2. A seguir, são apresentados os resultados desses testes nos modelos de sistemas CBCT avaliados.

5.1.1 Uniformidade de Campo

Para a medida da uniformidade de campo nos equipamentos CBCT, foi adquirida uma imagem uniforme de um reservatório cilíndrico preenchido com água, na qual foram delimitadas quatro ROIs circulares periféricas e uma ROI circular central, sendo cada ROI com 500 mm^2 ou com 10% da área correspondente ao FOV do equipamento. Nas ROIs foram determinadas as médias dos números CT (IAEA, 2012 e AAPM, 2002), conforme mostra a Figura 11. Para o equipamento MSCT de referência, a determinação da uniformidade utilizou um cilindro uniforme de acrílico, pois o reservatório com água não pôde ser posicionado adequadamente na maca.

O valor absoluto da uniformidade foi calculado através do método proposto pela IAEA (IAEA, 2012) conforme descrito na seção 3.3.3, na Fundamentação Teórica.

Figura 11. Posicionamento das ROIs delimitadas para a medida de uniformidade de campo.



Quatro ROIs periféricas e uma ROI central de referência

Os valores calculados são apresentados no Quadro 3.

Quadro 3. Valores de uniformidade de campo para os equipamentos CBCT e MSCT.

Equipamento	Tolerância	$ U_{ROI\ anterior} $	$ U_{ROI\ posterior} $	$ U_{ROI\ direita} $	$ U_{ROI\ esquerda} $
		(HU)	(HU)	(HU)	(HU)
MSCT		2,1	1,1	1,7	1,8
SFOV 1 – Kodak 9000 C 3D		11,0	16,4	11,0	13,3
FFOV 1 – i- CAT	± 10 HU (IAEA- PUB.1557, 2012)	31,8	39,2	43,7	30,3
FFOV 2 - Kodak 9500 3D		106,2	119,1	108,8	113,5
FFOV 3 – Orthophos XG 3D		23,1	29,9	5,7	11,3

(Fonte: O Autor).

Observa-se que somente o equipamento SFOV 1 apresentou uniformidade próxima ao equipamento de referência MSCT. Os valores de uniformidade dos equipamentos CBCT investigados não estão em conformidade com as normas previstas pela ANVISA e pelos órgãos internacionais, tais como AAPM e a IAEA, que regulam os procedimentos de controle da qualidade em equipamentos de tomografia computadorizada, cuja variação máxima da uniformidade deveria ser de

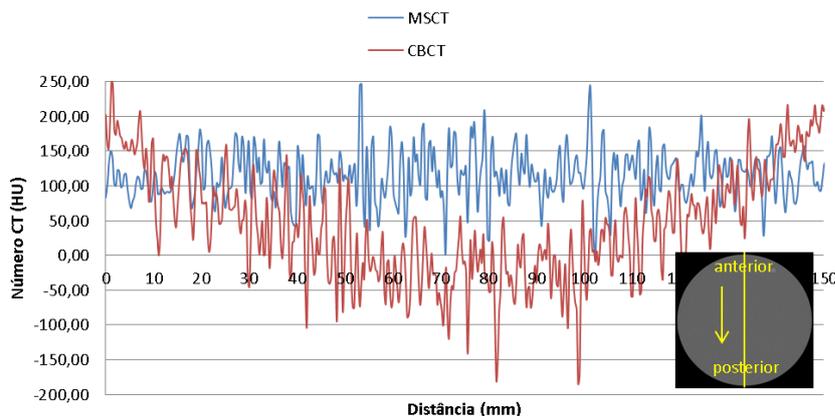
± 10 HU. Apenas o equipamento SFOV 1 - Kodak 9000 C apresenta valores próximos aos limites. Destaca-se a grande variação da uniformidade verificada no equipamento FFOV 2 - Kodak 9500, cujos valores chegam a ser 10 vezes maiores do que o limite recomendado. No entanto, essas não conformidades são consistentes com os resultados encontrados por Bryant e colaboradores (2008) e Pauwels e colaboradores (2011), particularmente em relação ao equipamento i-CAT.

Em todos os sistemas CBCT foi possível utilizar o procedimento padrão de determinação da uniformidade com o uso das 5 ROIs e uso de uma região central como referência. A única dificuldade se refere ao posicionamento de pequenas ROIs no campo de visão limitado do equipamento de pequeno campo de visão Kodak 9000C.

Trabalhos anteriores (KATSUMATA et. al., 2006; BRYANT et. al., 2008; HUNTER et. al., 2012; JAJU et. al. 2013) mostram que os sistemas CBCT apresentam valores não uniformes ao longo de seu campo de visão devido aos artefatos do tipo *cupping*, que são produzidos pelo endurecimento de feixe e espalhamento dos raios X ao interagirem com o objeto, assim como pela truncagem do objeto da aquisição, durante a aquisição tomográfica. Este artefato é mais evidente no centro da imagem de um objeto uniforme.

A título de exemplo de visualização do artefato *cupping*, apresenta-se o perfil do número CT do equipamento FFOV-2 – Kodak 9500 e do equipamento MSCT, no sentido ântero-posterior, mostrando a não uniformidade do sistema CBCT em relação ao sistema convencional (Figura 12). Observa-se que, a despeito do ruído inerente da imagem, o equipamento CBCT apresenta um decréscimo dos valores do número CT no centro da imagem de um objeto uniforme, que não está presente no MSCT.

Figura 12. Perfil do número CT do PMMA para os equipamentos MSCT e CBCT FFOV-2 ao longo da imagem de um simulador uniforme.



Perfil traçado sobre uma imagem uniforme de um simulador de PMMA para o MSCT e CBCT. (Fonte: O autor).

Considerando que as regiões de interesse para o diagnóstico odontológico são aquelas que compreendem as arcadas dentárias superior/inferior e os seios maxilares, e que, no caso dos sistemas CBCT, o artefato *cupping* está presente em todas as imagens, sugere-se que os procedimentos de medida de uniformidade de campo nesses sistemas não utilizem a região central como referência de medida.

5.1.2 Ruído da Imagem

O ruído da imagem, denominado N (HU), foi calculado a partir do desvio padrão da média dos valores de número CT na ROI central da imagem de um objeto uniforme, para cada equipamento (SEERAM, 1997). A literatura não apresenta níveis de tolerância de ruído da imagem, recomendando a determinação de uma medida de ruído de referência, por ocasião da instalação do equipamento. Tais medidas, no entanto, não foram fornecidas pelos fabricantes ou pelos responsáveis pelos serviços.

No Quadro 4 encontram-se os resultados do ruído da imagem para os equipamentos analisados, assim como os respectivos valores de corrente e tempo.

Quadro 4. Valores de ruído obtidos para os equipamentos investigados.

Equipamento	(a)mA	(b)t(s)	N (HU)
MSCT	99	5	11,1
SFOV 1 – Kodak 9000 C 3D	8	10,8	44,5
FFOV 1 – i-CAT	8	5	68,5
FFOV 2 - Kodak 9500 3D	10	10,8	48,5
FFOV 3 – Orthophos XG 3D	7	5	37,4

(a) Intensidade de corrente produzida no tubo de raios X e (b) tempo de exposição. (Fonte: O Autor).

Observa-se que os resultados encontrados para o ruído nos equipamentos CBCT investigados são de três a seis vezes maiores do que o encontrado para o MSCT. Como o ruído é afetado inversamente pela dose de radiação, esse resultado é coerente com o fato dos equipamentos CBCT produzirem uma exposição muito menor do que os sistemas MSCT, conforme resultados relatados por Liang et. al. (2009) e Pauwels et. al.(2011).

No entanto, da mesma forma que a uniformidade, considerando que o artefato *cupping* está presente na região central das imagens nos sistemas CBCT, sugere-se que os procedimentos de medida de ruído nesses sistemas não utilizem a região central como referência de medida.

5.1.3 Acurácia do Número CT

Segundo as recomendações nacionais e internacionais (IAEA, 2012), a acurácia do número CT foi encontrada a partir dos valores médios de número CT obtidos em uma ROI no centro da imagem de um simulador preenchido por um material uniforme, como PMMA, ou água. Os resultados são mostrados no Quadro 5.

Quadro 5. Resultados da acurácia no número CT

Equipamento	Tolerância	$\overline{CT}_{ROI\text{ central}}(\text{HU})$	*Número CT nominal
MSCT		118,9 ± 11,1	120
SFOV 1 – Kodak 9000 C 3D	±5 HU (água) ou ±10 HU	22,4 ± 44,5	0
FFOV 1 – i-CAT	(outro material),	-35,1 ± 68,4	0
FFOV 2 - Kodak 9500 3D	(IAEA- PUB.1557, 2012)	-34,8 ± 48,5	0
FFOV 3 – Orthophos XG 3D		-6,9 ± 37,4	0

*Valores baseados na IAEA (2012) (Fonte: O autor).

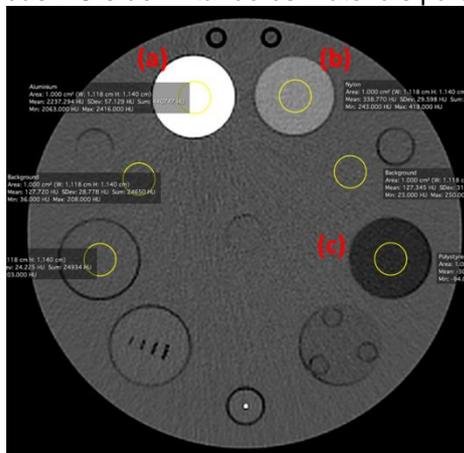
Estes resultados são coerentes com trabalhos anteriores (BRYANT et al., 2008) que mostram que ocorre uma perda de acurácia do número CT devido, principalmente, à truncagem dos dados e aos artefatos *cupping* presentes nas imagens dos CBCT. Em virtude dessa falta de acurácia intrínseca aos equipamentos CBCT, não é recomendado que este teste de controle da qualidade seja realizado nos moldes tradicionais nesses modelos de equipamentos. No entanto, considerando a importância do número CT para estimativa de densidade das estruturas ósseas em aplicações odontológicas, sugere-se que seja realizado um estudo para verificação da linearidade dos números CT e a determinação de uma curva de conversão entre os números CT dos equipamentos CBCT e os valores associados aos coeficientes de atenuação reais dos materiais.

5.1.4 Razão Contraste-Ruído (CNR)

A razão contraste-ruído ou CNR (do inglês *Contrast-to-Noise Ratio*) é encontrada a partir da relação entre os valores médios e desvios padrão do número CT obtidos em ROIs delimitadas em diferentes materiais e na região uniforme do simulador, conforme descrito na seção 3.3.5. A Figura 13 mostra a imagem axial do

simulador comercial Mini-CT QC phantom contendo as ROIs delimitando os materiais investigados para os equipamentos FFOV e MSCT.

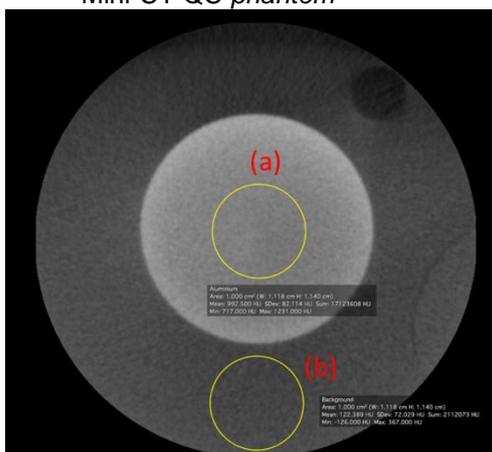
Figura 13 – Imagem axial das ROIs delimitando os materiais para o cálculo da CNR



ROIs delimitadas sobre os objetos do simulador Mini-CT QC *phantom* dos seguintes materiais (a) Al, (b) Nylon, (c) Poliestireno e sobre as regiões uniformes de PMMA. (Fonte: O autor).

Considerando que no equipamento SFOV, o campo de visão é limitado, foram realizadas aquisições tomográficas para cada material separadamente, para que os mesmos estivessem contidos dentro do campo de visão. A Figura 14 exemplifica o posicionamento da ROI no equipamento SFOV para um determinado material do simulador Mini-CT QC *phantom*.

Figura 14. Imagem do equipamento SFOV contendo as ROIs do material e do fundo do simulador Mini-CT QC *phantom*



(a) ROI sobre o Al e (b) uma ROI sobre o fundo de PMMA do simulador Mini-CT QC *phantom*. (Fonte: O autor).

A CNR para cada material é apresentada no Quadro 6. Os valores de CNR são medidos para distintos materiais: Alumínio, Nylon e Poliestireno. O primeiro

material produz um alto contraste radiológico em relação ao fundo de PMMA, enquanto os dois últimos materiais são considerados de baixo contraste radiológico.

Quadro 6. CNR medido no Mini-CT QC *phantom* para distintos materiais (alumínio, nylon e poliestireno).

Equipamento	CNR_{Al}	CNR_{Nylon}	CNR_{Poliestireno}
MSCT	51,0	7,4	6,0
SFOV 1 – Kodak 9000 C 3D	11,3	0,76	1,8
FFOV 1 – i-CAT	13,0	2,1	1,7
FFOV 2 - Kodak 9500 3D	15,1	3,9	1,3
FFOV 3 – Orthophos XG 3D	2,5	0,37	0,19

(Fonte: O Autor)

Os resultados mostram a melhor razão contraste-ruído no equipamento MSCT, em relação a todos os equipamentos CBCT. Os valores de CNR para o MSCT foram entre cinco e trinta vezes superiores aos encontrados para os equipamentos CBCT. Materiais de baixo contraste, como Nylon e o Poliestireno, não puderam ser resolvidos com clareza nas imagens dos sistemas CBCT, principalmente em função da baixa dose de radiação. Esses resultados são consistentes com aqueles obtidos por Pauwels e colaboradores (2011).

Como os materiais analisados no procedimento de medida do CNR estão na região de interesse para análise odontológica, os procedimentos utilizados em equipamentos MSCT revelam-se adequados aos sistemas CBCT. A única dificuldade de uso deste procedimento de controle de qualidade para determinação da CNR nos sistemas CBCT de pequeno campo de visão é a necessidade de deslocamento do simulador para que a aquisição seja realizada na região do material de interesse para cada uma das medidas. Além disso, como mostrado na Figura 14, a região de fundo do material pode apresentar não uniformidades devido ao pequeno campo de visão dos sistemas SFOV. Assim, sugere-se que seja

desenvolvido um objeto de teste que permita a determinação da CNR dentro de um pequeno campo de visão.

5.1.5 Resolução Espacial

Para análise da resolução espacial foi utilizada a medida da largura a meia altura ou FWHM (do inglês *Full Width at Half Maximum*) da imagem axial de um fio de NiCr de 0,25 mm, inserido em um cilindro de acrílico no simulador Mini-CT QC *phantom*. As imagens foram delimitadas para que somente a região com maior intensidade fosse apresentada, ou seja, somente a região que contém o fio.

A medida da FWHM foi realizada com o auxílio do *plugin Plot FWHM* do software *ImageJ*, que ajusta uma função gaussiana aos perfis obtidos no eixo das abscissas e das ordenadas. O software apresenta o gráfico de um perfil delimitado sobre a região de máxima intensidade da imagem, a função gaussiana ajustada e o resultado do FWHM conforme exemplificado na Figura 15.

Figura 15. Delimitação da região com máxima intensidade para a medida do FWHM.

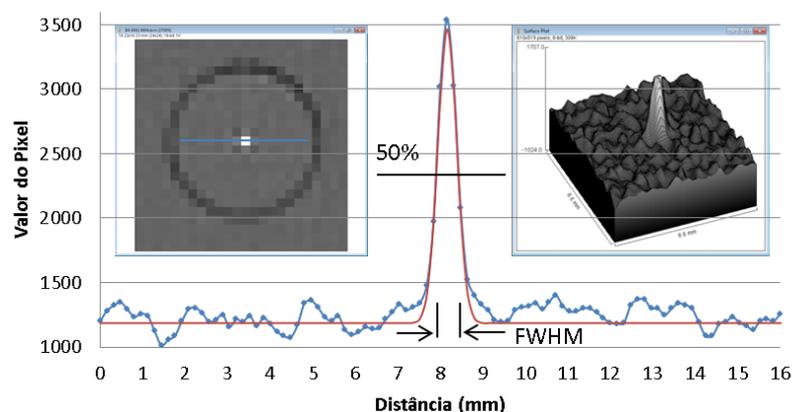


Imagem axial contendo a região de máxima intensidade correspondente ao fio de NiCr. (Fonte: O Autor)

Os resultados das medidas de FWHM para o objeto encontram-se no Quadro 7. Observa-se que a resolução espacial dos equipamentos está diretamente associada à resolução nominal do pixel (GUPTA et. al., 2004). Os equipamentos CBCT, de forma geral, apresentaram resultados de resolução espacial superiores aos encontrados para o MSCT, com exceção do FFOV 2 – Kodak 9500.

Quadro 7. Resultados das medidas do FWHM para os equipamentos investigados

Equipamento	Resolução Nominal do Pixel (mm)	Diâmetro Fio _{NiCr} (mm)	FWHM (mm)
MSCT	0,35/0,35	0,25	0,75
SFOV 1 – Kodak 9000 C 3D	0,076/0,076	0,25	0,45
FFOV 1 – i-CAT	0,2/0,2	0,25	0,66
FFOV 2 - Kodak 9500 3D	0,3/0,3	0,25	0,75
FFOV 3 – Orthophos XG 3D	0,16/0,16	0,25	0,48

(Fonte: O Autor)

Uma das limitações do uso do fio do simulador Mini-CT QC *phantom* utilizado para determinação da resolução espacial dos sistemas CBCT é a espessura do fio de NiCr (0,25 mm), que é maior do que a resolução nominal do pixel de tais equipamentos. Assim, sugere-se que seja desenvolvido um procedimento de medida de resolução espacial que utilize fios de menor espessura, ou a determinação da resolução espacial por meio do cálculo da função de transferência de modulação de uma borda ou ESF (do inglês, *Edge Spread Function*), conforme sugerido por Suomalainen et. al.(2009) e Pauwels et. al.(2011).

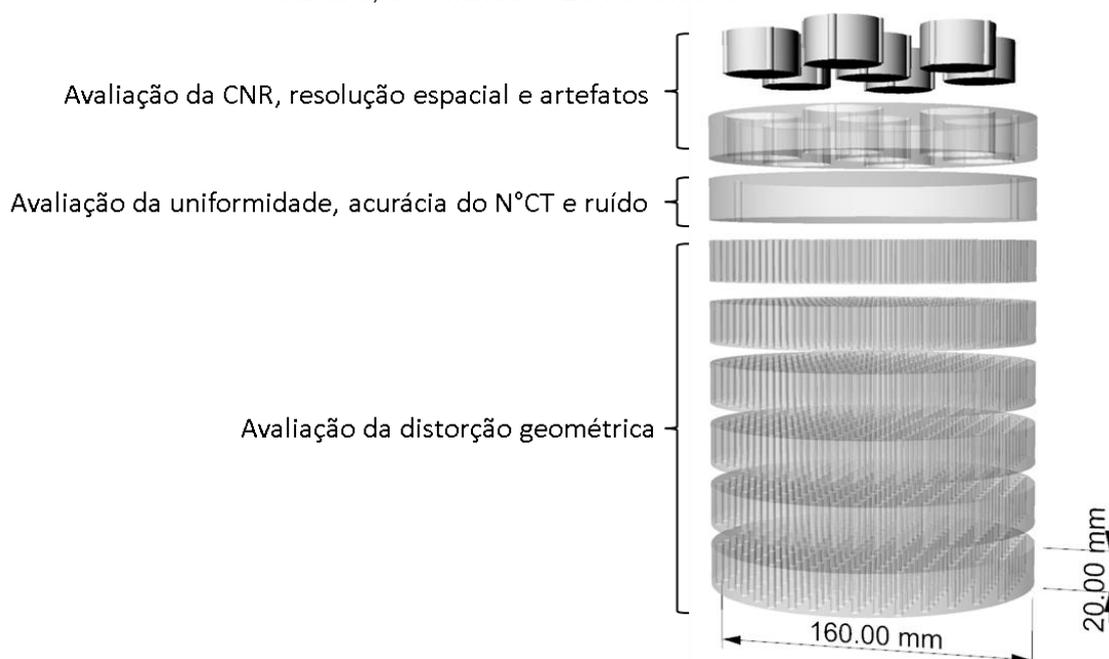
5.2 Desenvolvimento do Simulador para Controle da Qualidade de Imagens de CBCT Odontológicos

Para a realização de procedimentos de controle de qualidade de imagens em equipamentos CBCT odontológicos, considerando as limitações apresentadas anteriormente de uso de simuladores para sistemas MSCT, foi proposta a construção de um protótipo de um simulador de PMMA (polimetilmetacrilato) de corpo cilíndrico com 160 mm de diâmetro e 160 mm de altura, denominado CBCT *Phantom*. Este simulador foi projetado baseado nos trabalhos de pesquisadores da comunidade europeia (EURATOM, 2012; PAUWELS et al., 2011), que

desenvolveram procedimentos e recomendações de periodicidade para o controle da qualidade em equipamentos CBCT de uso odontológico.

De forma a permitir as medidas dos parâmetros de qualidade de imagens produzidas em equipamentos CBCT, o protótipo do simulador está dividido em 8 discos de PMMA com 20 mm de altura, sendo 6 discos com um padrão de furos de 4,0 mm de diâmetro, igualmente espaçados de 6,0 mm entre si, um disco uniforme de PMMA e um disco com 7 locais para a inserção de objetos de teste cilíndricos que contém diferentes materiais e estruturas que podem ser intercambiáveis, de diâmetro 35 mm (Figura 16).

Figura 16 - Vista em perspectiva explodida das regiões do protótipo do simulador desenvolvido neste trabalho, denominado *CBCT Phantom*.



O simulador apresenta três regiões para avaliação dos diferentes parâmetros de qualidade da imagem (Fonte: O Autor)

As imagens de cada um dos três setores do simulador e os respectivos parâmetros analisados são detalhados a seguir.

O primeiro setor é utilizado para avaliação da acurácia do número CT, razão contraste-ruído (CNR), resolução espacial e artefatos metálicos, por meio da inserção de objetos de teste de 35 mm, que possuem estruturas construídas com materiais distintos, intercambiáveis em sua posição no cilindro maior do simulador. A Figura 17 apresenta uma imagem radiológica deste setor do simulador *CBCT Phantom*.

Figura 17 – Primeiro setor do CBCT *Phantom*.

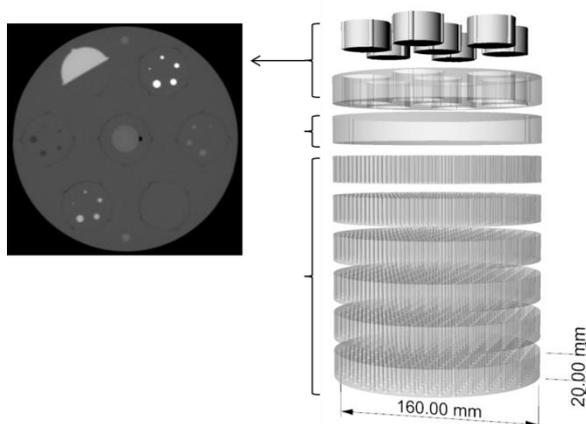


Imagem em perspectiva do CBCT *phantom* e de um corte axial tomográfico da região correspondente ao primeiro setor, com os cilindros intercambiáveis. (Fonte: O autor).

A Figura 18 apresenta um detalhe deste primeiro setor do protótipo do simulador desenvolvido, mostrando os objetos de teste intercambiáveis removidos do simulador cilíndrico principal.

Figura 18 – Detalhe dos objetos de teste intercambiáveis removidos do primeiro setor do CBCT *Phantom*.

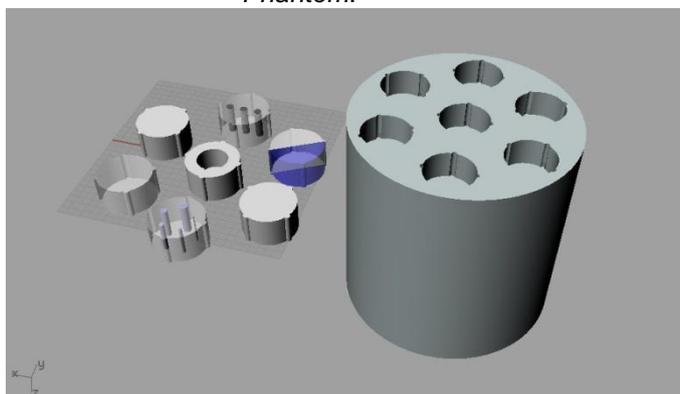


Imagem em perspectiva do CBCT *phantom* e os objetos de teste intercambiáveis. (Fonte: O autor).

Os objetos de teste são constituídos de estruturas de PTFE (politetrafluoroetileno), Al (Alumínio), Delrin® (polioximetileno) e LDPE (polietileno de baixa densidade). A Figura 19 mostra a estrutura de dois objetos de teste intercambiáveis. Em cada objeto de teste foram projetadas pequenas ranhuras que permitem a sua fixação reproduzível no simulador.

Figura 19 – Dois objetos de teste intercambiáveis que podem ser inseridos no primeiro setor do CBCT *Phantom*.

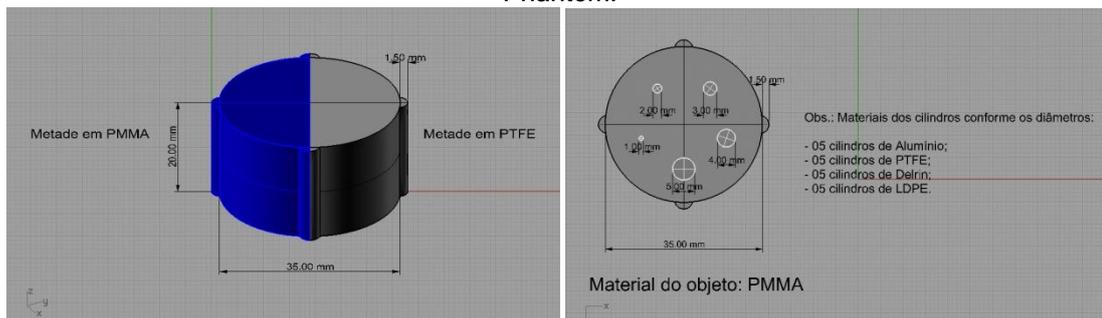


Imagem em perspectiva e vista superior do projeto de dois objetos de teste do CBCT *phantom*.
(Fonte: O autor).

O segundo setor do simulador CBCT *Phantom* é utilizado para avaliação da uniformidade de campo, acurácia do número CT e ruído da imagem, através de um disco uniforme de PMMA. A Figura 20 apresenta uma imagem radiológica deste setor do simulador CBCT *Phantom*.

Figura 20 – Segundo setor do CBCT *Phantom*.

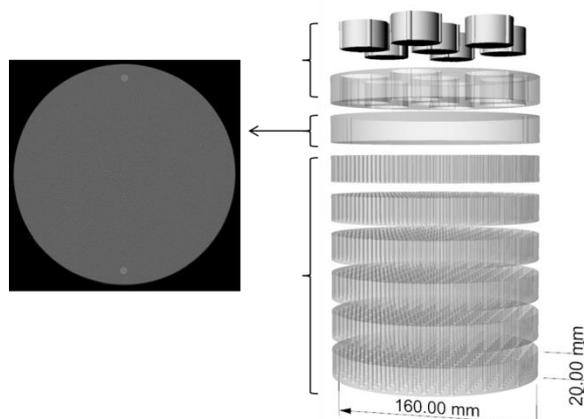


Imagem em perspectiva do CBCT *phantom* e de um corte axial tomográfico da região correspondente ao segundo setor, com uma região uniforme. (Fonte: O autor).

O terceiro setor do simulador CBCT *Phantom* é utilizado para avaliação da distorção geométrica, através de um disco que contém um padrão em forma de matriz de furos igualmente espaçados. A distorção geométrica não costuma ser avaliada em sistemas MSCT, mas uma matriz de furos para análise da distorção geométrica foi proposta pelo projeto SEDENTEXCT³ para sistemas CBCT. A Figura 21 apresenta uma imagem radiológica deste setor do simulador CBCT *Phantom*.

³ SEDENTEXCT Project. Radiation protection: cone beam CT for dental and maxillofacial radiology. Evidence based guidelines. Geneva, Switzerland: European Commission; 2011. Disponível em: <http://www.sedentexct.eu/guidelines>

Figura 21 – Terceiro setor do CBCT *Phantom*.

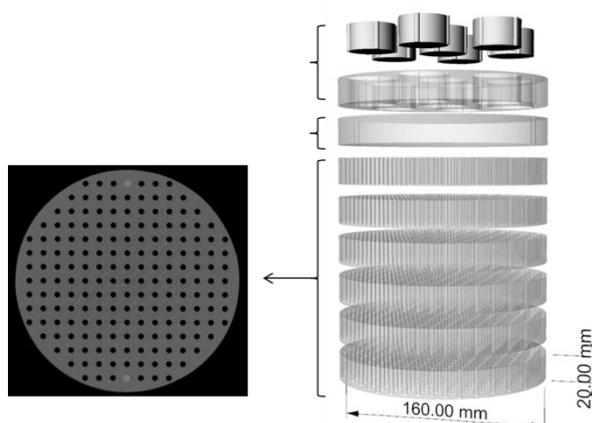


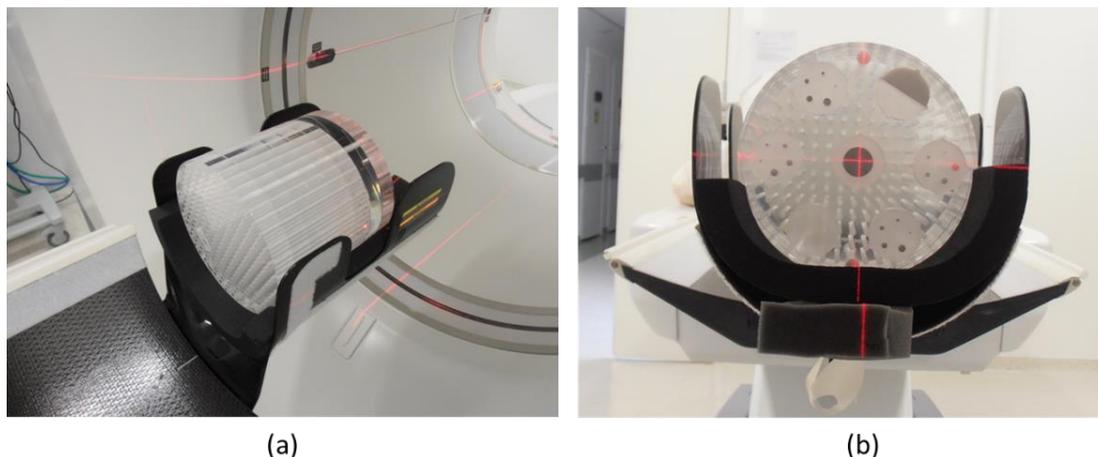
Imagem em perspectiva do CBCT phantom e de um corte axial tomográfico da região correspondente ao terceiro setor, com um padrão de furos. (Fonte: O autor).

Desta forma, o protótipo do CBCT *Phantom* foi desenvolvido de modo a atender a todos os requisitos necessários para um simulador que permita a avaliação de parâmetros físicos que possibilitem a análise da qualidade de imagens em sistemas CBCT para uso odontológico, considerando os diferentes modelos disponíveis, inclusive aqueles que possuem menores campos de visão.

5.2.1 Avaliação do uso do Simulador Desenvolvido para Controle da Qualidade de Imagens de Tomografia Computadorizada

Para avaliar as potencialidades e limitações do uso do simulador *CBCT Phantom* desenvolvido, foram realizadas aquisições de imagens tomográficas em dois equipamentos. A primeira aquisição de imagens, utilizada como imagem de referência, foi realizada no tomógrafo médico convencional MSCT Discovery 600 CT LIGHTSPEED GE®, conforme mostra a figura 22. O protocolo de aquisição utilizado foi o *Standard*, que possui os seguintes parâmetros de aquisição: 120 kVp, 260 mAs, 0,625 mm de espessura de corte e uso de filtro tipo *Head Filter* na reconstrução.

Figura 22 - *CBCT Phantom* posicionado no tomógrafo MSCT

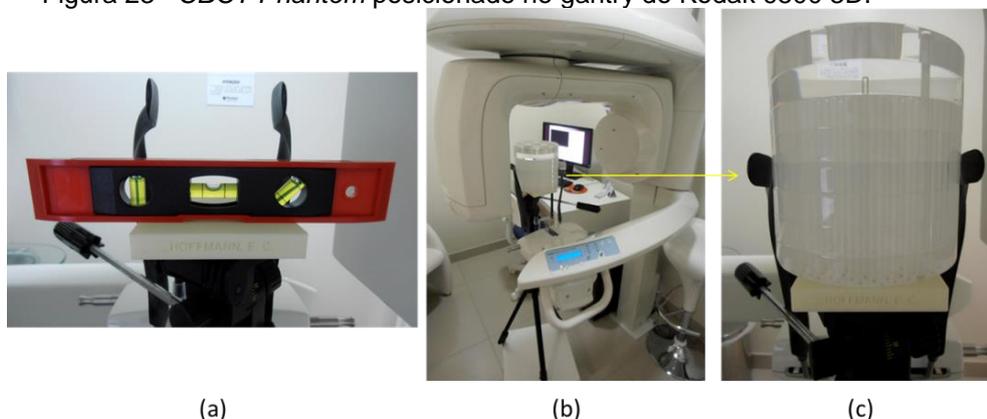


(a) Vista em perspectiva do simulador *CBCT Phantom* sobre a mesa do tomógrafo e (b) alinhamento através dos feixes de laser do *gantry*. (Fonte: O Autor)

A segunda aquisição de imagens foi realizada no tomógrafo odontológico Kodak 9500 3D Carestream Health®, de campo de visão amplo, originalmente denominado FFOV-2.

Em virtude da impossibilidade de posicionar o simulador no equipamento por falta de um suporte adequado, foi desenvolvida computacionalmente e prototipada, em impressora 3D, uma plataforma para o posicionamento do simulador. A técnica de impressão 3D empregada foi a FDM (*Fused Deposition Modeling*) e o material utilizado foi ABSplus P430 (Acrilonitrila Butadieno Estireno). Além disso, foi utilizado um tripé para a sustentação do simulador sobre a plataforma desenvolvida com o objetivo de estabelecer o posicionamento de acordo com o alinhamento dos feixes de laser do equipamento.

Figura 23 – *CBCT Phantom* posicionado no gantry do Kodak 9500 3D.



(a) Plataforma prototipada posicionada no tomógrafo, (b) equipamento Kodak 9500 3D e (c) simulador posicionado sobre a plataforma prototipada. (Fonte: O Autor)

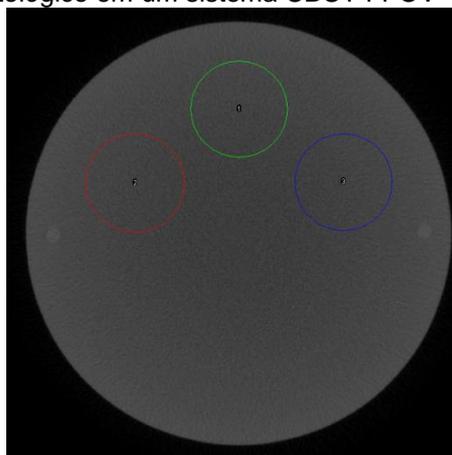
O protocolo de aquisição de imagens utilizado na rotina clínica diária foi escolhido. Os parâmetros físicos de exposição foram: 90 kVp, 10 mA, 10,8 s, 0,3 mm de tamanho de pixel e FOV de 18,4 cm X 20,6 cm.

A seguir é apresentada a proposta e implementação da metodologia para controle de qualidade de imagens utilizando o simulador CBCT *Phantom* desenvolvido para uso odontológico.

5.2.2 Uniformidade com *CBCT Phantom*

De forma a determinar a uniformidade de campo nos equipamentos CBCT odontológicos nas regiões de interesse clínico (arcada dentária superior e inferior e seio maxilar), propõe-se que as regiões analisadas da imagem sejam correspondentes aos lados esquerdo e direito da arcada dentária, e que seja utilizada uma ROI anterior como referência. Já para avaliar a uniformidade na região anterior, propõe-se a utilização da ROI em um dos lados da arcada como referência, conforme apresentado na figura 24.

Figura 24. Proposta de delimitação das ROIs na região de interesse clínico para uso odontológico em um sistema CBCT FFOV



(Fonte: O autor).

No Quadro 8 pode-se visualizar os resultados obtidos a partir da implementação do método proposto para análise de uniformidade do campo, em comparação com o método tradicional proposto pela IAEA (2012) e AAPM (2002), que utiliza a região central como referência para a uniformidade. As duas primeiras

linhas apresentam os resultados da uniformidade pelo método tradicional e as duas últimas linhas, os resultados da implementação do método proposto pelo autor.

Quadro 8. Comparação dos valores de uniformidade calculados com métodos diferentes.

Equipamento	Método	Tolerância	$ U_{ROI\ anterior} $ (HU)	$ U_{ROI\ posterior} $ (HU)	$ U_{ROI\ direita} $ (HU)	$ U_{ROI\ esquerda} $ (HU)
FFOV 2 - Kodak 9500 3D	IAEA (2012), Brasil (2005) e AAPM (2002)	± 10 HU (IAEA- PUB.1557, 2012)	106,2	119,1	108,8	113,5
MSCT	2,1		1,7	1,1	1,8	
FFOV 2 - Kodak 9500 3D	Proposto pelo autor		4,9	-	3,6	6,0
MSCT			0,30	-	0,20	0,17

(Fonte: O autor).

Pode-se observar que o cálculo da uniformidade realizado pelo método proposto neste trabalho apresenta resultados em conformidade com os valores de tolerância propostos pelas normas nacionais e internacionais (± 10 HU). Para confirmação, realizou-se o mesmo cálculo da uniformidade no equipamento MSCT, com as referências posicionadas nas regiões laterais e anterior. Os resultados obtidos a partir do método proposto mostram que a determinação da uniformidade na região periférica do campo de visão dos equipamentos CBCT apresenta menor influência dos efeitos de endurecimento de feixe e espalhamento da radiação, bem como dos artefatos do tipo cupping. Dessa forma, o método proposto para a determinação da uniformidade de campo em equipamentos CBCT utilizando as regiões anteriores como referência possibilita avaliar esse parâmetro de qualidade da imagem nas áreas de interesse clínico para a odontologia.

5.2.3 Acurácia do Número CT com o CBCT Phantom

Para o cálculo da acurácia do número CT com o CBCT *Phantom*, foi utilizada a metodologia de correlação entre a média do número CT dos pixels obtidos no equipamento CBCT FFOV 2, em comparação com os valores obtidos no MSCT, conforme a proposição realizada por PAUWELS et. al (2011). Para tanto, foram

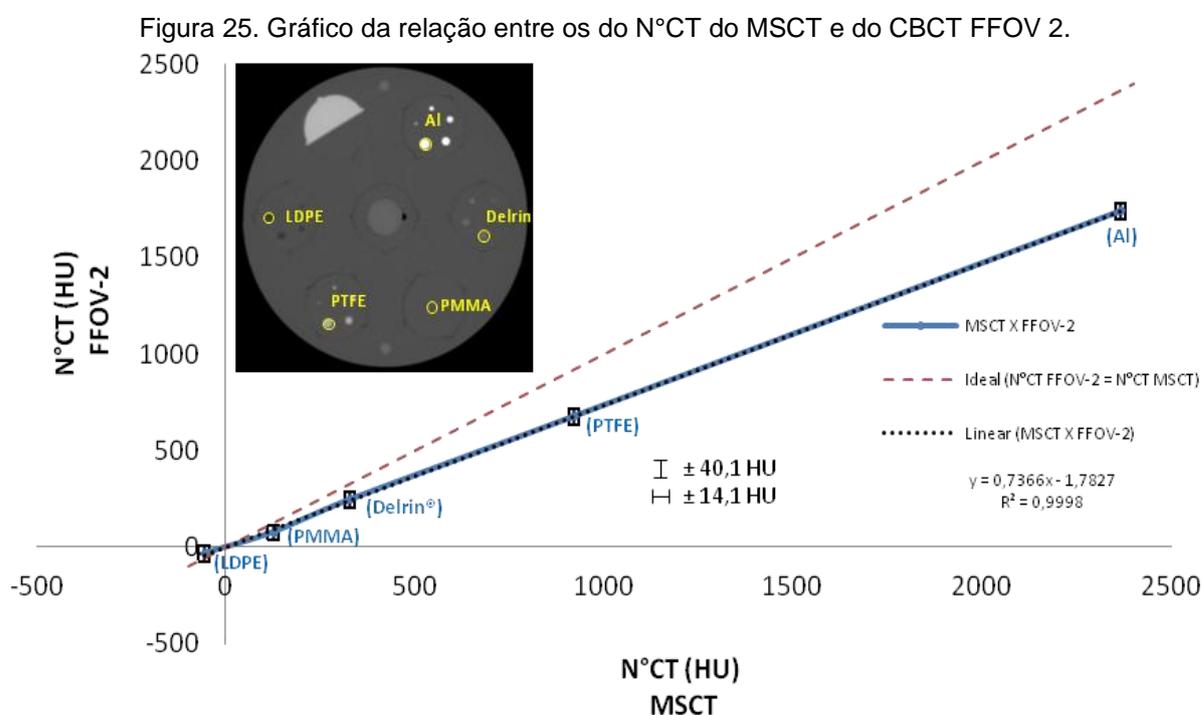
delimitadas ROIs sobre o maior bastão de material diferente em cada objeto de teste do simulador e os valores médios do número CT foram medidos. O Quadro 9 mostra os resultados para diferentes materiais existentes nos objetos de teste do protótipo do CBCT *Phantom*.

Quadro 9. Medidas dos valores de número CT para cada material do CBCT *Phantom*.

Equipamento	$\overline{CT}_{LDPE}(HU)$	$\overline{CT}_{ROI\ PMMA}(HU)$	$\overline{CT}_{ROI\ Delrin}(HU)$	$\overline{CT}_{ROI\ PTFE}(HU)$	$\overline{CT}_{ROI\ Al}(HU)$
FFOV-2 Kodak 9500	-34,3	76,4	244,4	676,4	1741,1
MSCT	-57,2	125,9	328,0	920,9	2365,4

(Fonte: O autor)

A partir dos valores medidos foi construído um gráfico para visualizar o comportamento da relação entre os números CT obtidos a partir das imagens adquiridas com o equipamento MSCT e com CBCT FFOV 2 (Figura 25).



O gráfico mostra que existe uma relação linear entre os valores do número CT para os dois equipamentos. Assim, pode-se afirmar que existe a possibilidade de realizar uma conversão linear entre os valores do número CT adquirido no

equipamento CBCT FFOV 2 e a escala Hounsfield do equipamento MSCT, conforme trabalhos realizados por LAGRAVÈRE et. al.(2008) e NAITOH et. al.(2009).

No entanto, devido às diferenças entre as características dos modelos dos equipamentos CBCT e a indisponibilidade de valores de referência de número CT fornecidos pelos fabricantes, recomenda-se que o teste de acurácia do número CT não seja incluído nos procedimentos de controle da qualidade de equipamentos CBCT. Sugere-se que seja investigada a relação entre os números CT nos diferentes sistemas CBCT para que seja avaliada a possibilidade de implementação de equações de ajuste para a escala Hounsfield. Deve-se ressaltar que essa implementação deve considerar os distintos parâmetros de aquisição das imagens nos equipamentos.

5.2.4 Ruído da Imagem com o *CBCT Phantom*

Para o cálculo do ruído N(HU) com o *CBCT Phantom* foram implementadas duas metodologias: (i) aquela descrita na seção 3.1.2 deste trabalho e (ii) a delimitação de ROIs e medidas dos desvios padrão do número CT nas regiões do campo de visão de interesse clínico, correspondentes às arcadas dentárias superior e inferior e aos seios maxilares. Os resultados obtidos a partir das metodologias citadas anteriormente são encontrados no Quadro 10.

Quadro 10. Valores de ruídos N(HU) com o *CBCT Phantom* para os equipamentos MSCT FFOV 2.

Equipamento	^(a) mA	^(b) t(s)	*N _{ROI central} (HU)	**N _{ROI direita} (HU)	**N _{ROI anterior} (HU)	**N _{ROI esquerda} (HU)
MSCT	99	5	11,1	10,0	9,6	10,2
FFOV 2 - Kodak 9500 3D	10	10,8	48,5	53,5	53,8	55,0

(a) Intensidade de corrente elétrica do tubo de raios X e (b) tempo de exposição. *Ruído medido seguindo os procedimentos convencionais. **Ruído medido com a metodologia proposta.

Observa-se que os resultados encontrados para o ruído no equipamento CBCT FFOV 2 são, aproximadamente, cinco vezes maiores do que o encontrado para o MSCT. Como o ruído é inversamente proporcional à dose de radiação, esse resultado é coerente com o fato dos equipamentos CBCT produzirem uma

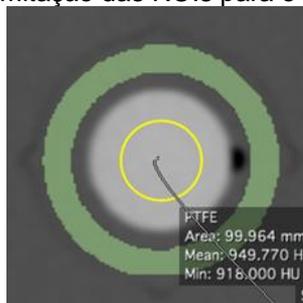
exposição muito menor do que os sistemas MSCT, conforme resultados relatados por Liang et. al. (2009) e Pauwels et. al.(2011).

Apesar de os fabricantes não indicarem valores de ruído de referência, os resultados mostram que a variação percentual de ruído entre as regiões de interesse clínico são de aproximadamente 6% para os dois equipamentos, não havendo diferenças significativas entre as duas metodologias de cálculo do ruído.

5.2.5 CNR com o *CBCT Phantom*

Para análise da razão contraste ruído (CNR) foi utilizada a metodologia de Pauwels et. al. (2011), que consiste em delimitar uma ROI sobre o material de interesse e, para o material de fundo (PMMA), delimitar uma ROI adjacente, conforme ilustrado na Figura 26.

Figura 26. Delimitação das ROIs para o cálculo da CNR



(Fonte: O Autor)

Os resultados, apresentados no quadro 11, apresentam os valores de CNR para o equipamento MSCT, que foram aproximadamente três a onze vezes maiores do que aqueles obtidos para o equipamento CBCT FFOV 2.

Quadro 11. Valores de CNR para distintos materiais obtidos para o simulador *CBCT Phantom*

Equipamento	CNR _{Al / PMMA}	CNR _{PTFE / PMMA}	CNR _{Delrin / PMMA}	CNR _{LDPE / PMMA}
MSCT	111,3	81,2	27,0	27,8
FFOV 2 - Kodak 9500	37,2	17,7	7,4	2,3

(Fonte: O Autor)

Os resultados mostram uma melhor resolução em contraste do equipamento MSCT em relação ao equipamento CBCT FFOV 2. Os resultados são consistentes com aqueles obtidos por Pauwels et al. (2011).

5.2.6 Artefatos Metálicos com o CBCT Phantom

Considerando a importância, no caso de uso odontológico, da análise dos artefatos metálicos em imagens de CBCT, foram realizadas aquisições tomográficas de um objeto de teste contendo os cinco bastões de Al com diâmetros que variam entre 1,0 mm e 5,0 mm. Para a análise foi selecionada uma região de interesse na imagem axial do objeto, para que somente os bastões de Al e o fundo de PMMA fossem avaliados. A partir disto, foram obtidos histogramas de cada imagem e por meio da operação de segmentação por *thresholding*, foram quantificados os artefatos produzidos pelas imagens. As figuras 27 e 28 ilustram o método de avaliação descrito anteriormente.

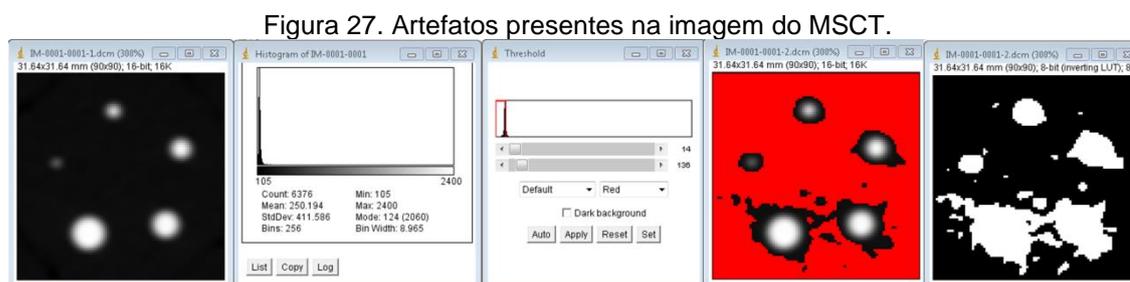


Imagem do objeto com cinco cilindros de alumínio de 1,0 mm a 5,0 mm, histograma da imagem e operação de segmentação por *thresholding* para avaliar os artefatos produzidos. (Fonte: O Autor)

O valor do limiar na operação de segmentação por *thresholding* foi escolhido a partir do pico do histograma, que representa o valor de nível de cinza de maior frequência na imagem. A imagem segmentada apresenta em branco as regiões que contém os bastões de alumínio e seus artefatos, que se restringem, no equipamento MSCT, às regiões próximas aos bastões (Figura 27).

Para o equipamento CBCT FFOV 2, o uso da mesma metodologia mostra que a região delimitada pela segmentação pelo *thresholding* no pico do histograma apresenta uma maior extensão dos artefatos (Figura 28).

Figura 28. Artefatos presentes na imagem do Kodak 9500.

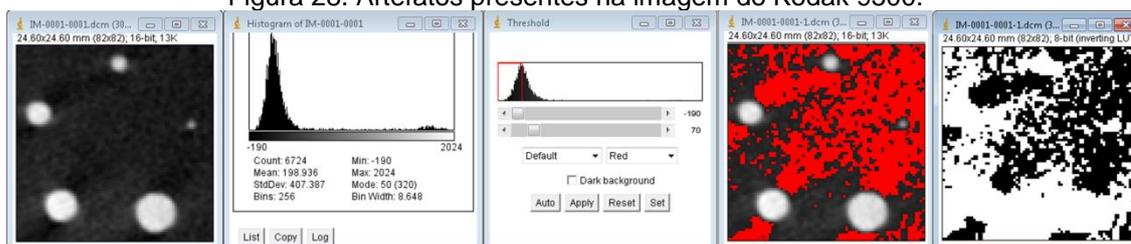


Imagem do objeto com cinco cilindros de alumínio de 1,0 mm a 5,0 mm, histograma da imagem e operação de *thresholding* para avaliar a quantidade de artefatos produzidos. (Fonte: O Autor)

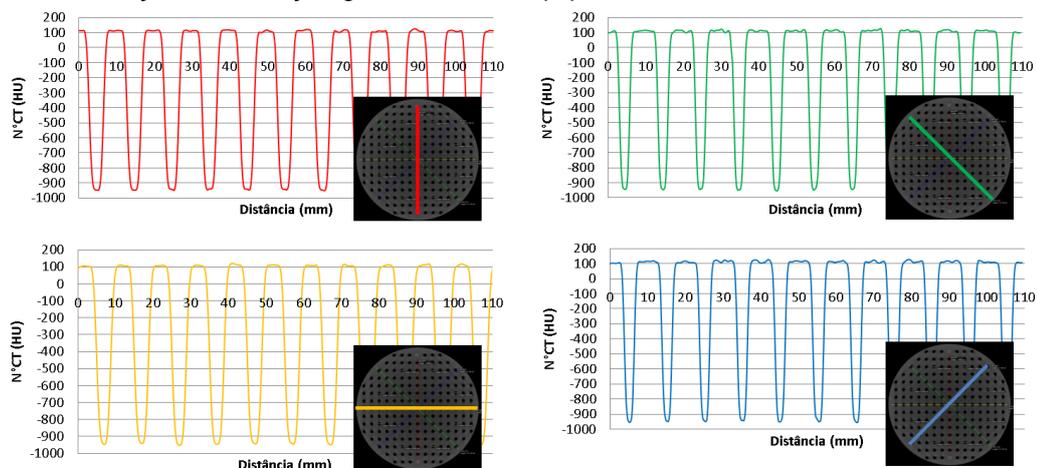
Através do histograma e da operação de segmentação por *thresholding* com limiar no pico do histograma, observa-se que foi possível determinar a extensão dos artefatos produzidos na imagem do equipamento CBCT FFOV 2. Além disso, destaca-se o maior ruído e a baixa resolução em contraste proporcionada por este equipamento. Uma forma possível de quantificação dos artefatos metálicos seria a estimativa da porcentagem do número de pixels brancos em relação à região de fundo.

5.2.7 Avaliação Qualitativa da Distorção Geométrica

No setor do simulador para avaliação qualitativa da distorção geométrica, utilizou-se o disco com o padrão em forma de matriz de furos. Nessa região, para avaliação da distorção, foram delimitados perfis em quatro direções, buscando verificar se ocorre variação nas intensidades dos furos ao longo das linhas.

Os resultados para o equipamento MSCT, apresentados na Figura 29, mostram que há uma constância dos diâmetros dos furos presentes no simulador, bem como um comportamento uniforme da intensidade nas quatro direções avaliadas.

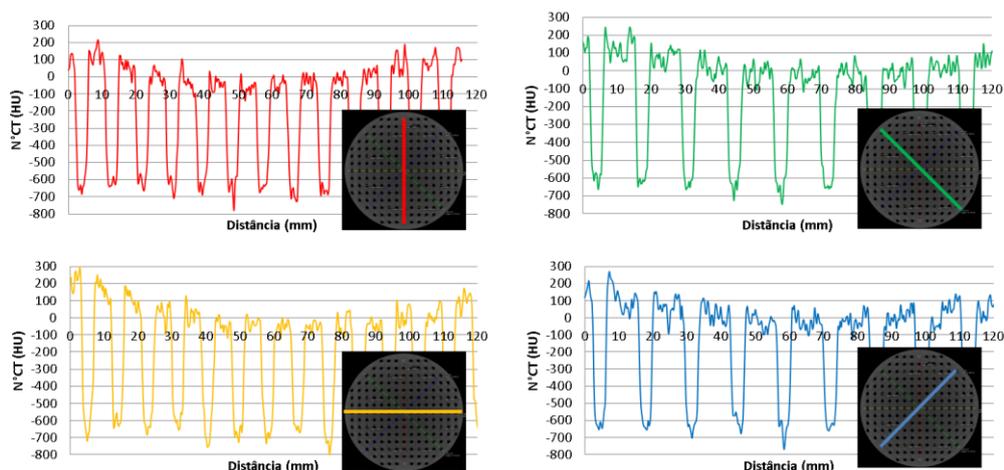
Figura 29. Avaliação da distorção geométrica no equipamento MSCT, utilizando o CBCT *Phantom*



(Fonte: O Autor)

Nos resultados para o CBCT FFOV 2, apresentados na Figura 30, observa-se uma falta de uniformidade dos números CT na região central do FOV, em todas as direções. Essa falta de uniformidade deve-se ao efeito *cupping* presente nos equipamentos CBCT. No entanto, não se observam variações nos diâmetros dos furos presentes nas imagens do simulador, revelando uma constância na resolução espacial ao longo de um mesmo corte.

Figura 30. Avaliação da distorção geométrica no equipamento CBCT FFOV 2, utilizando o CBCT *Phantom*



(Fonte: O Autor)

Este teste de distorção geométrica com o CBCT *Phantom* pode ser utilizado também para avaliar possíveis diferenças ao longo dos cortes em diferentes regiões do volume do crânio.

6 CONCLUSÕES E SUGESTÕES

Neste trabalho foi desenvolvida e implementada uma metodologia para o controle da qualidade de imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico para uso odontológico.

Para tanto, procedimentos de controle da qualidade de imagens de CT convencional foram aplicados em quatro equipamentos CBCT odontológicos instalados na cidade de Porto Alegre/RS. Constatou-se que nem todos os equipamentos CBCT odontológicos possuem plataformas adequadas para o posicionamento de simuladores para controle da qualidade, dificultando o uso dos simuladores usualmente utilizados para a realização dos testes. Verificou-se que os valores de uniformidade dos equipamentos CBCT não estão de acordo com as normas metodológicas propostas pelas agências reguladoras nacionais (BRASIL, 2005) e internacionais (IAEA, 2012 e AAPM, 2002). Além disso, por meio da CNR, verificou-se que os equipamentos CBCT não são adequados para a avaliação e diferenciação de materiais de baixo contraste, tais como tecidos moles. Os resultados de FWHM para os equipamentos investigados mostram que os tomógrafos odontológicos apresentam resolução espacial superior ao tomógrafo convencional.

Assim, foi desenvolvido um protótipo de simulador, denominado CBCT *Phantom*, para controle da qualidade de imagens de CBCT odontológico, com estruturas que permitem a avaliação de parâmetros físicos para avaliação da qualidade das imagens.

Foi proposta uma metodologia específica de avaliação da uniformidade de campo, ruído da imagem, resolução espacial, artefatos e resolução em contraste das imagens dos CBCT odontológicos que, do ponto de vista clínico, mostrou resultados compatíveis com a avaliação clínica, assim como viáveis para uso em modelos com amplo e pequeno campo de visão. Na metodologia, sugere-se que, em equipamentos CBCT odontológicos, os parâmetros físicos sejam avaliados utilizando as regiões correspondentes às arcadas dentárias ao invés da região central do campo de visão. Foi proposto e avaliado um método de determinação de uma curva de ajuste dos números CT em equipamentos CBCT, que possibilita a utilização desses equipamentos para avaliação de densidade óssea. Os procedimentos foram

implementados em um equipamento CBCT e mostraram-se viáveis para o uso em diferentes equipamentos.

Considerando as peculiaridades e variabilidades dos modelos de equipamentos CBCT disponíveis no mercado, sugerem-se os seguintes tópicos para continuidade deste trabalho:

- Avaliação da isotropia espacial tridimensional através do cálculo do MTF multidirecional.
- Avaliação da uniformidade tridimensional.
- Avaliação da produção de artefatos metálicos em equipamentos CBCT, por meio de aquisições tomográficas de um objeto de teste com implantes dentários inseridos no simulador desenvolvido.
- Avaliação das equações de correlação entre os números CT dos equipamentos CBCT e MSCT.
- Realização de estudos de dosimetria nos equipamentos CBCT odontológicos.
- Desenvolvimento de um simulador para dosimetria que possa ser integrado ao CBCT *Phantom*.
- Desenvolvimento de um aplicativo para a quantificação dos parâmetros de controle da qualidade das imagens e dosimetria dos equipamentos CBCT odontológicos.

REFERÊNCIAS

AAPM, American Association of Physicists in Medicine. **AAPM Report N°74: Quality Control in Diagnostic Radiology**. Report of Task Group #12 – Diagnostic X-Ray Imaging Committee. Medical Physics Publishing, 2002.

ARAI, Y., et al. **Development of a Compact Computed Tomographic Apparatus for Dental Use**. Dentomaxillofac. Radiol. 28. 245 – 248, 1999.

BAMBA, J., ARAKI, K., ENDO, A, & OKANO, T. (2013). **Image quality assessment of three cone beam CT machines using the SEDENTEXCT CT phantom**. Dento Maxillo Facial Radiology, 42(8), 20120445. doi:10.1259/dmfr.20120445

BARRET, J. F. et al. **Artifacts in CT: Recognition and Avoidance**. RadioGraphics, 2004; 24: 1679 – 1691. RSNA, 2004.

BISSONNETTE, J., ONCOLOGY, R., CANCER, M. D. A., LOVELOCK, D. M., MOSELEY, D. J., & POULIOT, J. (2012). **Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179**. American Association of Physicist in Medicine, Medical Physics vol. 39, n. 4, 1946–1963, 2012.

BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico**. Ministério da Saúde, Secretaria de Vigilância Sanitária Portaria 453 - 01 de junho de 1998.

BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança** / Ministério da Saúde, Agência Nacional de Vigilância Sanitária. – Brasília: Ministério da Saúde, 2005.

BRYANT, J. A.; DRAGE, N. A.; RICHMOND, S. **Study of the Scan Uniformity from an i-CAT Cone Beam Computed Tomography Dental Imaging System**. Dentomaxillofacial Radiology (2008) 37, 365-374. The British Institute of Radiology.

COWEN, A. R. et al. **Solid-state, Flat-Panel, Digital Radiography, Detectors and Their Physical Imaging Characteristics**. Clinical Radiology 63, p. 487 – 498, 2008.

EUROPEAN COMMISSION. **Radiation Protection N°172: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology (Evidence-Based Guidelines)**. Directorate-General for Energy Directorate D — Nuclear Energy Unit D4 — Radiation Protection 2012

GARRETT, B. J; CARUSO J. M, RUNGCHARASSAENG K. **Skeletal effects to the maxilla after rapid maxillary expansion assessed with cone-beam computed tomography.** *Am, J, Orthod, Dentofacial, Orthop*, 2008;134: 8–9.

GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. C. **Processamento digital de imagens.** 3ª Edição. São Paulo. Pearson Prentice Hall, 2010.

GUERRERO, M. E. et al. **State-of-Art on Cone Beam CT Imaging for Preoperative Planning of Implant Placement.** *Clin. Oral Invest* (2006) 10: 1 – 7. doi: 10.1007/s00784-005-0031-2.

GUPTA, R. et al. **Experimental Flat-Panel High Spatial Resolution Volume CT of the Temporal Bone.** *AJNR - Am. J. Neuroradiol.* 2004; 25: 1417–1424.

HOFFMANN, E. C. **Estudo de Parâmetros Físicos Envolvidos com a Qualidade da Imagem em Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico.** Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. *Revista da Graduação da PUCRS*, v.4, n.1 (2011).

HOUNSFIELD, G. N. (1973). **Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system,** *British Journal of Radiology*, 46, 1016–1022.

HUNTER, A K., & MCDAVID, W. D. (2012). **Characterization and correction of cupping effect artefacts in cone beam CT.** *Dento Maxillo Facial Radiology*, 41(3), 217–23. doi:10.1259/dmfr/19015946

IAEA. International Atomic Energy Agency. **Quality assurance programme for computed tomography: Diagnostic and therapy applications.** — Vienna: (IAEA human health series, ISSN 2075–3772 ; no. 19) STI/PUB/1557 ISBN 978–92–0–128910–0, 2012.

JAJU, P. P., JAIN, M., SINGH, A., & GUPTA, A. (2013). **Artifacts in Cone Beam CT.** *Open Journal of Stomatology*, 03(05), 292–297. doi:10.4236/ojst.2013.35049

KATSUMATA, A., HIRUKAWA, A., NOUJEIM, M., OKUMURA, S., NAITOH, M., FUJISHITA, M., LANGLAIS, R. P. (2006). **Image artifact in dental cone-beam CT.** *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 101(5), 652–7. doi:10.1016/j.tripleo.2005.07.027

LAGRAVÈRE, M. O., CAREY, J., BEN-ZVI, M., PACKOTA, G. V, & MAJOR, P. W. (2008). **Effect of Object Location on the Density Measurement and Hounsfield Conversion in a Newtom 3G Cone Beam Computed Tomography Unit.** *Dento Maxillo Facial Radiology*, 37(6), 305–8. Doi:10.1259/dmfr/65993482

LIANG, X., et al. **A Comparative Evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT). Part I: On Subjective Image Quality.** Eur. J. Radiology (2009), doi:10.1016/j.ejrad.2009.03.042.

_____. **A Comparative Evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT). Part II: On 3D Model Accuracy.** Eur. J. Radiology (2009), doi: 10.1016/j.ejrad.2009.04.016.

MIRACLE, A. C.; MUKHERJI, S. K. **Conebeam CT of the Head and Neck, Part 1: Physical Principles.** AJNR 30, Jun-Jul 2009. doi: 10.3174/ajnr.A1663.

_____. **Conebeam CT of the Head and Neck, Part 2: Clinical Applications.** AJNR 30, Aug. 2009. doi: 10.3174/ajnr.A1654.

MOZZO, P. et al. **A New Volumetric CT Machine for Dental Imaging Based on the Cone-Beam Technique: Preliminary Results.** Eur. Radiol. 8, 1558 – 1564, 1998.

NAITOH, M., HIRUKAWA, A., KATSUMATA, A., & ARIJI, E. (2009). **Evaluation of voxel values in mandibular cancellous bone: Relationship between cone-beam computed tomography and multislice helical computed tomography.** Clinical Oral Implants Research, 20, 503–506. doi:10.1111/j.1600-0501.2008.01672.x

PAUWELS, R., STAMATAKIS, H., MANOUSARIDIS, G., WALKER, A., MICHELSEN, K., BOSMANS, H., TSIKLAKIS, K. (2011). **Development and applicability of a quality control phantom for dental cone-beam CT.** Journal of Applied Clinical Medical Physics / American College of Medical Physics, 12(4), 3478. doi:10.1120/jacmp.v12i4.3478

PAUWELS, R., BEINSBERGER, J., COLLAERT, B., THEODORAKOU, C., ROGERS, J., WALKER, A., HORNER, K. (2012). **Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners.** European Journal of Radiology, 81(2), 267–71. doi:10.1016/j.ejrad.2010.11.028

RASBAND W. S. **ImageJ.** National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA. Disponível em: <<http://rsb.info.nih.gov/ij/>>.

RATIB, Osman; ROSSET, Antoine; Heuberger, Joris. **OsiriX Imaging Software – Advanced Open Source PACS Workstation DICOM Viewer.** USA. Disponível em: < www.osirix-viewer.com>.

SEERAM, E. **Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control.** W. B. Saunders Company, 1994.

_____. **Computed Tomography: A Study Guide and Review.** W. B. Saunders Company, 1997.

SELETCHI, E. D.; DULIU, O. G. **Image Processing and Data Analysis in Computed Tomography.** Rom. Journ. Phys., Vol. 52, N^os 5 – 7, p. 667 – 675, Bucharest, 2007.

SIEWERDSEN, J. H. et al. **Volume CT with a Flat-Panel Detector on a Mobile, Isocentric C-Arm: Pre-Clinical Investigation in Guidance of Minimally Invasive Surgery.** *Med. Phys.* 2005; 32: 241–254.

ZARB, F., RAINFORD, L., & McENTEE, M. F. (2010). **Image quality assessment tools for optimization of CT images.** *Radiography*, 16(2), 147–153. doi:10.1016/j.radi.2009.10.002