

# *Revista da Graduação*

---

Vol. 4

No. 1

2011

22

---

**Seção: FACULDADE DE FÍSICA**

Título: Estudo de Parâmetros Físicos Envolvidos  
com a Qualidade da Imagem em Tomografia  
Computadorizada de Feixe Cônico

Autor: Elias Cantarelli Hoffmann

Este trabalho está publicado na Revista da Graduação.

ISSN 1983-1374

<http://revistaseletronicas.pucrs.br/ojs/index.php/graduacao/article/view/8754/6141>

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE FÍSICA  
CURSO DE BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

ELIAS CANTARELLI HOFFMANN

**ESTUDO DE PARÂMETROS FÍSICOS ENVOLVIDOS COM A QUALIDADE DA  
IMAGEM EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO**

Porto Alegre

2010

ELIAS CANTARELLI HOFFMANN

**ESTUDO DE PARÂMETROS FÍSICOS ENVOLVIDOS COM A QUALIDADE DA  
IMAGEM EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO**

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado à Faculdade de Física da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

**Orientadora: Ana Maria Marques da Silva**

Porto Alegre

2010

ELIAS CANTARELLI HOFFMANN

**ESTUDO DE PARÂMETROS FÍSICOS ENVOLVIDOS COM A QUALIDADE DA  
IMAGEM EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO**

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado à Faculdade de Física da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

Aprovada em \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

BANCA EXAMINADORA:

---

Dra. Helena Willhelm de Oliveira  
(PUCRS – Faculdade de Odontologia)

---

Me. Daniel Silva de Souza  
(PUCRS – Faculdade de Física)

---

Dr. Cássio Stein Moura  
(PUCRS – Faculdade de Física)

***Dedico este trabalho a todos que  
têm consciência sobre a nobre função  
científica.***

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço, primeiramente, a oportunidade de estudos e de crescimento pessoal e profissional oferecida pela Faculdade de Física da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Agradeço a todos os professores que influenciaram positivamente a minha trajetória acadêmica. Esta influência foi marcada por conceitos, posturas, opiniões, teses e, principalmente, valores éticos, filosóficos e morais essenciais ao ser humano.

Agradeço à professora Ana Maria Marques da Silva a qual apoiou, opinou e orientou os esforços para a realização deste trabalho.

Agradeço a oportunidade de crescimento pessoal e profissional a qual a empresa Protótipos 3D, por meio dos seus integrantes, ofereceu-me.

Agradeço à clínica de diagnóstico oral por imagem, DIOR Center em Porto Alegre - RS, por ter cedido o tomógrafo a realização dos experimentos.

Agradeço à professora Helena Willhelm de Oliveira por ter estabelecido o contato com a clínica do Dr. Paulo Swarowsky, em Santa Cruz do Sul - RS, o qual cedeu o tomógrafo à realização dos experimentos.

Agradeço aos meus familiares e a todas as pessoas que sempre me apoiaram.

*“... ciência sem consciência é a  
ruína da alma...”*

**Cesare Mansueto Giulio Lattes**  
**(1924 - 2005)**  
**Físico e Professor Brasileiro**

## RESUMO

Equipamentos de tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT) vêm sendo utilizados em radiodiagnóstico de cabeça e pescoço por odontologistas, traumatologistas e otorrinolaringologistas. Neste estudo foram investigados parâmetros físicos relacionados com a qualidade das imagens obtidas em dois equipamentos de CBCT. O estudo realizado baseou-se nas Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico do Ministério da Saúde, Secretaria de Vigilância Sanitária – Portaria 453 de 01 de junho de 1998, e nos testes de desempenho de equipamentos e segurança da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). Nessa investigação, desenvolveram-se objetos atenuadores de radiação por meio de prototipagem rápida utilizando um termoplástico denominado ABSplus, e analisaram-se qualitativamente e quantitativamente a uniformidade do Número CT (HU) e o nível de ruído de imagens adquiridas em dois equipamentos. Ademais, analisaram-se qualitativamente a resolução em contraste e a resolução espacial. Os resultados obtidos em relação à uniformidade do Número CT não apresentaram concordância com os valores previstos pelo manual de desempenho de equipamentos da ANVISA. Em relação aos resultados sobre o nível de ruído apresentado pelas aquisições tomográficas não pôde-se concluir sobre concordância em relação aos valores previstos pelo manual de desempenho de equipamentos da ANVISA, pois os fabricantes não informaram os valores de ruídos referentes à linha de base dos equipamentos. Em relação à resolução em contraste, as imagens tomográficas mostraram que os sistemas de CBCT investigados não apresentaram resolução em baixo contraste satisfatória. Este resultado deve-se ao elevado nível de ruído devido às baixas intensidades de correntes elétricas nos tubos de raios X. Em relação à resolução espacial, na imagem do objeto simulador denominado quadrante, adquirida no equipamento i-CAT, notou-se que os orifícios com 1 mm de diâmetro apresentaram borramentos prejudiciais para o contraste entre o ABSplus e o ar. No entanto, os padrões de deposição do ABSplus no objeto atenuador puderam ser definidos juntamente aos outros orifícios. Em relação ao objeto simulador *EVP*, as características geométricas puderam ser observadas com borramentos irrelevantes quanto à resolução de alto contraste. Nas imagens adquiridas no equipamento Planmeca 3D s não observaram-se diferenças de baixo contraste entre o ABSplus e

a água. Constatou-se que os valores medidos e calculados de uniformidade não estiveram de acordo com o previsto pelo manual de desempenho de equipamentos da ANVISA. A discrepância, entre os valores de uniformidade previstos e determinados neste estudo, evidencia a necessidade de submeter os equipamentos CBCT a testes de controle da qualidade. Sugere-se o desenvolvimento de metodologias de garantia de controle da qualidade em CBCT visando uma incorporação futura aos testes de desempenho da ANVISA.

## **ABSTRACT**

Cone beam computed tomography (CBCT) equipments have been used in head and neck radiology for dentists, otolaryngologists and traumatologists. We have investigated physical parameters related to image quality in two CBCT equipments. The study was based on the Radiological Protection in Medical and Dental Radiology Guidelines of the Ministry of Health, Health Surveillance Secretariat - Ordinance 453 of June 1, 1998, and in the equipment and safety performance testing of the National Agency for Sanitary Surveillance (ANVISA). In this research, were developed radiation attenuating objects through rapid prototyping and analyzed qualitatively and quantitatively the CT Number uniformity and the noise level of images acquired in two CBCT equipments. Furthermore, we analyzed qualitatively the contrast resolution and spatial resolution. The results obtained related to CT Number uniformity agreed with those values predicted by ANVISA performance manual. Therefore, the images acquired showed no CT Number uniformity. Regarding the results on the noise level, it could not be concluded because the manufacturers did not report the noise baseline values. Regarding the contrast resolution, tomographic images showed that CBCT systems investigated showed no satisfactory resolution at low contrast. These results are due to the high noise level related to the low intensities electrical currents in X-ray tubes. Regarding spatial resolution, the quadrant image, acquired by i-CAT equipment, showed that the 1 mm diameter holes are blurred, reducing the contrast between ABSplus material and air. However, the ABSplus material deposition patterns could be defined along with the other holes. Regarding EVP insert, no relevant changes in the high contrast between the ABSplus material and air were observed. However, the Planmeca 3D s equipment were unable to distinguish objects with different attenuations separated by small distances, represented by EVP insert and water. The uniformity results were compared with the parameters set by ANVISA performance manual. Moreover, the discrepancy between the predicted, and measured uniformity values shows that CBCT equipments must be tested for quality control. The development of quality control methodologies in CBCT is suggested, and should be conducted for the future incorporation in ANVISA performance tests.

## SUMÁRIO

<b>INTRODUÇÃO</b> .....	11
<b>1 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	14
1.1 PRINCÍPIOS BÁSICOS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA .....	14
1.2 PARÂMETROS FÍSICOS DA IMAGEM EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA.....	17
1.2.1 Número CT .....	17
1.2.2 Uniformidade .....	18
1.2.3 Resolução Espacial.....	19
1.2.4 Resolução em Contraste .....	20
1.2.5 Efeito de Volume Parcial.....	20
1.2.6 Ruído em TC .....	21
1.3 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO .....	22
1.3.1 Aquisição das Imagens.....	25
1.3.2 Algoritmos de Reconstrução .....	28
1.3.3 Qualidade e Limitações da Imagem em CBCT.....	29
<b>2 METODOLOGIA</b> .....	37
2.1 UNIDADES TOMOGRÁFICAS.....	37
2.2 MATERIAIS UTILIZADOS.....	39
2.3 MÉTODOS EMPREGADOS.....	41
2.3.1 Aquisição Tomográfica Por Meio do Equipamento i-CAT .....	42
2.3.2 Aquisição Tomográfica Por Meio do Equipamento Planmeca ProMax 3Ds.....	43
<b>3 RESULTADOS E DISCUSSÃO</b> .....	45
3.1 RESULTADOS EXPERIMENTAIS OBTIDOS POR MEIO DO EQUIPAMENTO i- CAT .....	45
3.2 RESULTADOS EXPERIMENTAIS OBTIDOS POR MEIO DO EQUIPAMENTO Planmeca ProMax 3Ds.....	52
3.3 ANÁLISE DOS RESULTADOS .....	55
3.3.1 Uniformidade do Número CT.....	55

<b>3.3.2 Ruído .....</b>	<b>56</b>
<b>3.3.3 Resolução em Contraste .....</b>	<b>57</b>
<b>3.3.4 Resolução Espacial.....</b>	<b>57</b>
<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>58</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>60</b>

## INTRODUÇÃO

A Tomografia Computadorizada (TC) revolucionou a prática cirúrgica e médica desde a sua introdução no ano 1973 (HOUNSFIELD, 1973). Em relação à questão cirúrgica, mais especificamente à cirurgia oral e maxilofacial, os profissionais da área médica costumam usar TC em pacientes com traumas e patologias no ambiente hospitalar. Entretanto, na prática odontológica, a maior parte dos profissionais utiliza quase exclusivamente radiografias bidimensionais, tais como as panorâmicas. Uma modalidade de TC para área odontológica vem sendo desenvolvida, divulgada e aplicada desde 1998. Esta modalidade é chamada TC de feixe cônico, também conhecida como CBCT (do inglês *Cone Beam Computed Tomography*), a qual, segundo Robb (1982), têm-se registros da sua primeira utilização clínica em 1982 na *Mayo Clinic Biodynamics Research Laboratory*. O interesse inicial da aplicação do CBCT apresentava-se, essencialmente, sobre as aplicações em angiografia em função do interesse por altas resoluções espaciais e temporais em detrimento da resolução de baixo contraste para a visualização de tecidos moles (ibid.). Segundo Saint – Félix et al. (1994) e Fahrig et al. (1997), desde então, os sistemas de CBCT têm sido desenvolvidos para uso intervencionista e para aplicações gerais em angiografia por TC.

Segundo Silver et al. (1992), Cho et al. (1995) e Jaffray et al. (1999), a tecnologia CBCT aplica-se, também, à realização de planejamentos radioterápicos os quais iniciaram-se em 1992, seguidos pela integração do primeiro sistema de imagem CBCT inserido ao *gantry* de um acelerador linear no ano de 1999. Ademais, segundo Chen et al. (2002), Gupta et al. (2004) e Peltonen et al. (2007), outro exemplo de aplicação da tecnologia CBCT, a qual vem sendo investigada, é o de auxílio ao diagnóstico em imagens da mama e imagens de cabeça e pescoço.

A tecnologia CBCT também vem sendo utilizada na radiologia intervencionista (ORTH et al., 2008; DÖRFLER et al., 2008), com aplicações à TC da mama (GLICK, 2007). Além disso, Moore et. al (2006) informam sobre a experiência com o desenvolvimento de um sistema CBCT com aplicação ao auxílio dos planejamentos em radioterapia.

Na área odontológica, foi no ano 1998 que o primeiro equipamento de CBCT foi desenvolvido, em caráter experimental, especificamente para uso odontológico, o qual denominava-se NewTom 9000, do fabricante Quantitative Radiology, Verona,

Itália (MOZZO et al., 1998). Outros equipamentos semelhantes introduzidos naquela época incluíam o Ortho-CT, que foi rebatizado, no ano 2000, como 3DX (J. Morita Mfg Corp., Kyoto, Japão), Multi-Image Micro-CT (ibid.). Entretanto, somente no ano 2001 que o primeiro sistema de CBCT dedicado às imagens bucomaxilofaciais (NewTom QR DVT 9000; Quantitative Radiology, Verona, Itália) tornou-se comercialmente disponível (Miracle, 2009).

Desde então, estudos visando à comparação entre as modalidades de TC convencional e CBCT, vem sendo realizados. Hashimoto et al. (2003), particularmente à utilização em radiologia bucomaxilofacial, mostraram, com o uso de um *phantom* antropomórfico, que o equipamento CBCT 3DX produziu melhor qualidade de imagem com uma dose de radiação muito menor do que uma unidade de TC da linha helicoidal com multidetectores, ou seja, 1,19 mSv/exame para o CBCT contra 458 mSv/exame para o TC convencional, sendo este valor correspondente praticamente ao limite de dose equivalente anual previsto pela Portaria 453 do Ministério da Saúde (Brasil, 1998). Pesquisas com resultados semelhantes contribuíram para que a utilização do CBCT fosse estendida para a radiologia bucomaxilofacial em planejamentos cirúrgicos, implantodontia, intra-operatórios, nas avaliações de coluna vertebral, tórax, abdômen e procedimentos ligados à ortopedia (SIEWERDSEN et al., 2005; DALY et al., 2006; RAFFERTY et al., 2006; SCARFE et al., 2006; KHOURY et al., 2007; QUERESHY et al., 2008).

A utilização da CBCT vem se expandindo na área de radiologia bucomaxilofacial, com aplicações importantes na área de prototipagem de biomodelos. Nessa área, a qualidade e exatidão das dimensões da imagem determinam a qualidade do biomodelo produzido a partir das imagens tomográficas. Assim, este estudo pretende investigar alguns parâmetros físicos envolvidos com a qualidade da imagem em CBCT aplicado à radiologia bucomaxilofacial, avaliando a qualidade das imagens tomográficas adquiridas nesses equipamentos e comparando-as àqueles previstos pelo manual de Radiodiagnóstico Médico e de Desempenho de Equipamentos da ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária) e pelas Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico do Ministério da Saúde.

De forma a resumir o propósito desta investigação, a seguir são especificadas a questão de pesquisa deste estudo, seu objetivo geral e seus objetivos específicos.

## **Questão de Pesquisa**

As imagens tomográficas adquiridas em equipamentos CBCT encontram-se em acordo com as Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico do Ministério da Saúde, Secretaria de Vigilância Sanitária Portaria 453 - 01 de junho de 1998?

## **Objetivo Geral**

Investigar os parâmetros físicos envolvidos com a qualidade da imagem em tomografia computadorizada de feixe cônico, comparando-os com as Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico do Ministério da Saúde, Secretaria de Vigilância Sanitária – Portaria 453 de 01 de junho de 1998.

## **Objetivos Específicos**

Desenvolver objetos atenuadores de radiação para medidas de parâmetros físicos envolvidos com a qualidade da imagem em tomografia computadorizada de feixe cônico.

Analisar qualitativamente e quantitativamente o ruído e a uniformidade de Número CT das imagens obtidas em tomografia computadorizada de feixe cônico.

Analisar qualitativamente a resolução espacial e resolução em contraste das imagens obtidas em tomografia computadorizada de feixe cônico.

Em relação à estrutura desta monografia, no Capítulo 1 é apresentada a Fundamentação Teórica, a qual aborda os princípios básicos da tomografia computadorizada, os parâmetros físicos relacionados às imagens tomográficas e uma breve descrição do sistemas CBCT, juntamente com suas limitações e potencialidades. No Capítulo 2 encontra-se a Metodologia realizada para aquisição das imagens tomográficas, assim como os métodos aplicados à interpretação dos resultados. No Capítulo 3 encontram-se os resultados obtidos e discussões. Por fim encontram-se as conclusões, juntamente com sugestões de continuidade.

## 1 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo abordaram-se os princípios básicos da Tomografia Computadorizada (TC). Ademais, abordaram-se os parâmetros físicos da imagem em TC envolvendo Número de TC, Uniformidade, Resolução Espacial, Resolução em Contraste, Efeito de Volume Parcial, Ruído em TC bem como a descrição do equipamento de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico envolvendo a qualidade da imagem adquirida e algumas limitações apresentadas por esta modalidade.

### 1.1 Princípios Básicos da Tomografia Computadorizada

O equipamento original de Tomografia Computadorizada, também conhecido como CT (do inglês *Computed Tomography*), para aplicações clínicas foi introduzido 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. Tais feixes eram direcionados a um detector diametralmente oposto à fonte e a intensidade dos fótons incidentes, transmitidos ao detector, era medida. O *gantry*<sup>1</sup> 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. Tal processamento é realizado a partir de séries de imagens em duas dimensões obtidas por meio 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, defeitos e densidade, tanto para auxílio ao diagnóstico médico, como para situações de investigação em centros de pesquisa.

---

<sup>1</sup> 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.

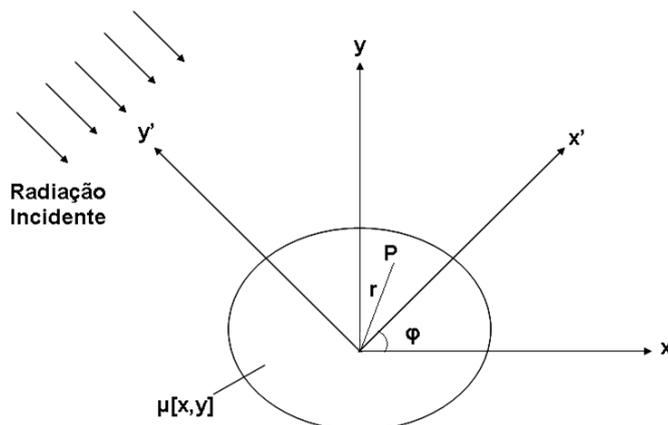
Segundo Hounsfield (1973), Seeram (1994 e 1997), e Seletchi & Dului (2007), o problema básico da Tomografia Computadorizada é a atenuação da radiação ao interagir com a matéria. Em função disso, supõe-se que um feixe de raios X, estreito e monoenergético, atravesse um meio não homogêneo (composto de 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, pode ser representada pela equação (1):

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

Onde  $I_o(\mathbf{x}')$  é a intensidade do feixe não atenuado, o ângulo  $\varphi$  e  $\mathbf{x}'$  definem a posição da medida,  $\mu[\mathbf{x}, \mathbf{y}]$  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  $\mathbf{x}'\mathbf{y}'$ . Além disso, considera-se que o feixe de raios X seja paralelo ao eixo  $\mathbf{y}'$ . Consequentemente pode-se representar a projeção do objeto como sendo  $\lambda_{\varphi}(\mathbf{x}')$ , segundo a equação (2):

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

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



**Figura 1 – Representação da variação  $x'y'$  descrita pelo ângulo  $\phi$  em relação ao plano  $xy$ . A origem dos sistemas de coordenadas é posicionada no centro de rotação do *gantry*, onde P representa um ponto genérico do objeto de interesse. (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 Helicoidal com Multidetectors, também conhecida como *Multidetector Helical Computed Tomography* (MDCT), é mais frequentemente utilizada com o intuito de reduzir-se os tempos de exposição do paciente a radiação e de aquisição das imagens (ibid.).

Apesar das diferentes geometrias dos equipamentos, determinados parâmetros físicos são utilizados comumente para caracterizar as imagens

tomográficas reconstruídas, tanto localmente como em relação à sua qualidade global.

## 1.2 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, Uniformidade, Resolução Espacial, Resolução em Contraste, Efeito de Volume Parcial e Ruído em CT.

### 1.2.1 Número CT

Segundo Hounsfield (1973) e Seeram (1994 e 1997), o Número CT está relacionado com os coeficientes de atenuação lineares  $\mu$  dos tecidos que compõem o corte tomográfico, quando comparados com a água e podem ser calculados pela equação (3):

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

onde  $\mu_{\text{tecido}}$  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:

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

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.

### 1.2.2 Uniformidade

A uniformidade dos números CT através de todo o campo de visão, também conhecido como FOV (do inglês *Field of View*), da aquisição tomográfica representa uma indicação da qualidade da aquisição em questão (SEERAM, 1994; 1997). Esta uniformidade refere-se aos valores dos *pixels*<sup>2</sup> 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 verificar-se a uniformidade de uma imagem pode-se estabelecer cinco regiões de interesse, também conhecidas como ROI (do inglês *Region of Interest*), em uma imagem axial tomográfica de um objeto simulador padrão, conhecido como *phantom*, preenchido com água e, a partir destas regiões, medir os valores das intensidades dos níveis de cinza na imagem. A Figura 2 mostra as ROI's em uma imagem axial tomográfica reconstruída a partir da aquisição de um *phantom* preenchido com água.

---

<sup>2</sup> *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).

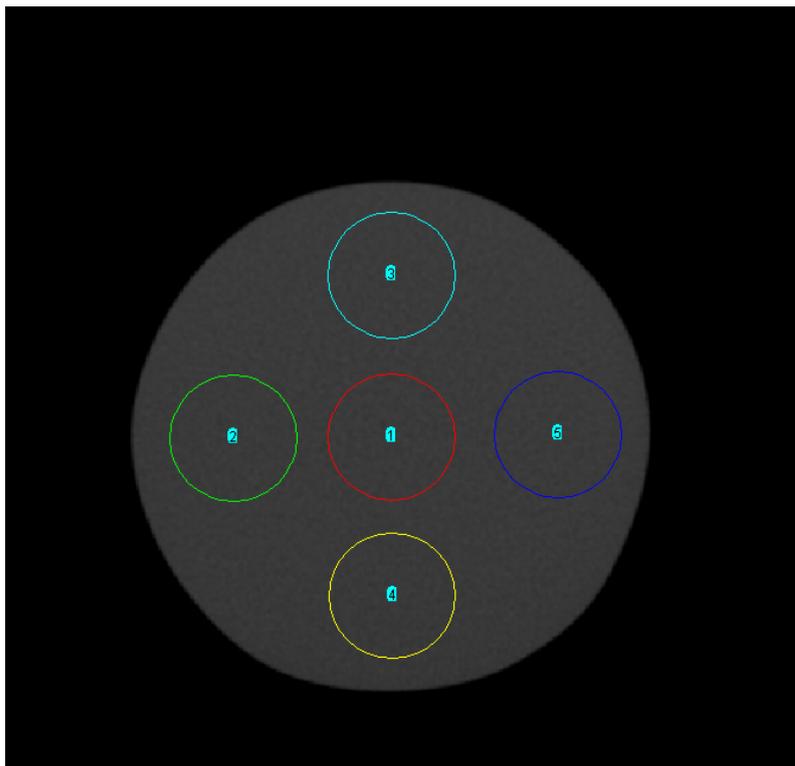


Figura 2 – Cinco ROI's numa imagem axial tomográfica de um *phantom* preenchido com água.

Segundo Brasil (2005), pode-se calcular a uniformidade do Número CT, representada por  $U$ , medindo-se os seus valores médios em uma ROI central e em quatro ROI's periféricas com áreas iguais a  $500 \text{ mm}^2$ , por meio da equação (5):

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

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  $CT_{\text{central}}$  refere-se ao valor médio do Número CT na ROI central.

### 1.2.3 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.

Ademais, 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.). Entretanto, a descrição quantitativa da resolução espacial pode ser realizada por meio da Função de Transferência de Modulação. Segundo Cowen et. al (2008), a Função de Transferência de Modulação, também conhecida como *Modulation Transfer Function* (MTF), fornece uma descrição completa da resolução espacial de um sistema de detecção utilizado em aquisições de imagens. A MTF descreve a eficiência com que as variações de sinal em contraste ocorrem em diferentes frequências espaciais proporcionadas pelo sistema de aquisição de imagens. A frequência espacial define o número de transições de sinais periódicos por unidade de distância, expresso em pares de linha por centímetro ou milímetro (ibid.).

#### **1.2.4 Resolução em Contraste**

A resolução em contraste, ou resolução em tecidos, é a habilidade do sistema de detecção de CT em demonstrar pequenas alterações no contraste dos tecidos (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.).

#### **1.2.5 Efeito de Volume Parcial**

Quando o Número CT é calculado pelo sistema computacional do tomógrafo, os cálculos são baseados nos coeficientes de atenuação lineares referentes ao *voxel*<sup>3</sup> de cada tecido. Se o *voxel* contiver somente um tipo de tecido, o resultado corresponderá a um único valor em unidades Hounsfield (HU). Por exemplo, se o tecido presente no *voxel* for osso denso, o Número CT calculado deverá ser igual a

---

<sup>3</sup> *Voxel*, do inglês *Volume Element*, representa o elemento de volume de um corte tomográfico (SEERAM, 1994).

1000 HU (HOUNSFIELD, 1973). No entanto, se o voxel apresentar três tipos de tecidos com coeficientes de atenuação lineares semelhantes, nos quais os números CT estejam próximos, como por exemplo, o sangue (40 HU), massa cinzenta (43 HU) e substância branca (46 HU), o valor obtido será a média aritmética dos três tecidos; ou seja, neste caso, será igual a 43 HU.

O resultado descrito anteriormente é conhecido como Volume Parcial Médio (VPM) e o efeito de perda de resolução de contraste é conhecido como Efeito de Volume Parcial (EVP) (SEERAM, 1994; 1997). Este efeito pode ser minimizado reduzindo-se o valor das espessuras dos cortes tomográficos para a realização das aquisições das imagens tomográficas (ibid.).

### 1.2.6 Ruído em TC

O ruído em TC refere-se à flutuação estatística dos números de TC de ponto a ponto na imagem tomográfica de um material uniforme, tal como a água (SEERAM, 1997). O ruído,  $N$ , pode ser descrito utilizando-se o desvio padrão dos valores obtidos dos pixels de uma matriz de imagem uniforme por meio da equação (6):

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

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

Entretanto, segundo Brasil (2005), pode-se avaliar o nível de ruído percentual em imagens tomográficas de um *phantom* preenchido com água, também, por meio da equação (7):

$$N (\%) = \frac{\sigma(\text{HU})_{\text{ROI}}}{1000 \text{ HU}} \cdot 100 \quad (7),$$

onde 1000 HU é a diferença entre os valores nominais dos CT para água e para o ar<sup>4</sup> e  $\sigma(\text{HU})_{\text{ROI}}$  é o desvio padrão dos Número CT na região de interesse delimitada no centro da imagem tomográfica.

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.

A fonte de ruído em CT inclui o número de fótons detectados, o tamanho da matriz de aquisição, a espessura de corte tomográfico, o algoritmo de reconstrução utilizado, o sistema eletrônico de detecção, a radiação espalhada e o tamanho do objeto adquirido.

Na caracterização de sistemas de CT, o ruído quântico, resolução espacial e resolução em contraste são de interesse particular. O ruído quântico é fundamentalmente relacionado com a qualidade da imagem e é função da dose, transmissividade dos tecidos, e tamanho do *voxel*. O ruído é, por sua vez, o principal determinante da resolução em contraste e, em menor grau, da resolução espacial que junto com os artefatos, constituem as principais características observáveis e determinantes na qualidade global da imagem (MIRACLE, 2009).

### 1.3 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO

O equipamento de tomografia computadorizada de feixe cônico, também conhecido como *Cone Beam Computed Tomography* (CBCT), emite um feixe de radiação X que apresenta uma geometria cônica.

No que se refere à produção de raios X dos equipamentos CBCT, segundo Liang et al.(2009) e Miracle (2009), uma diferença de potencial elétrico de pico, entre 60 kVp e 120 kVp dependendo dos equipamentos e dos fabricantes, é estabelecida entre o ânodo e o cátodo do circuito do tubo de raios X. Conseqüentemente, os elétrons, emitidos do cátodo e submetidos a este campo elétrico, são acelerados e colidem em um alvo, produzindo radiação X característica e radiação de

---

<sup>4</sup> Normalmente, a diferença entre os Número CT para água e ar é igual a 1000 HU; entretanto, em alguns casos, particularmente com o uso de algoritmos de alta resolução espacial, esta diferença pode ser reduzida (BRASIL, 2005).

*bremstrahlung* (freamento) pela interação coulombiana dos elétrons acelerados com os elétrons do alvo.

Ademais, a corrente elétrica empregada no circuito do tubo de raios X fica entre 1 mA e 15 mA e o tempo de exposição a uma única varredura do feixe fica entre 10 s e 40 s, fazendo com que o fluxo de fótons seja inferior ao fluxo de fótons produzido por um sistema CT convencional (LIANG et al., 2009). A Figura 3 mostra um gráfico da corrente elétrica do filamento do circuito elétrico em função da corrente elétrica produzida no tubo de raios X. A variação das diferenças de potenciais elétricos de pico pode ser utilizada nos protocolos de aquisições tomográficas em equipamentos de CBCT odontológicos.

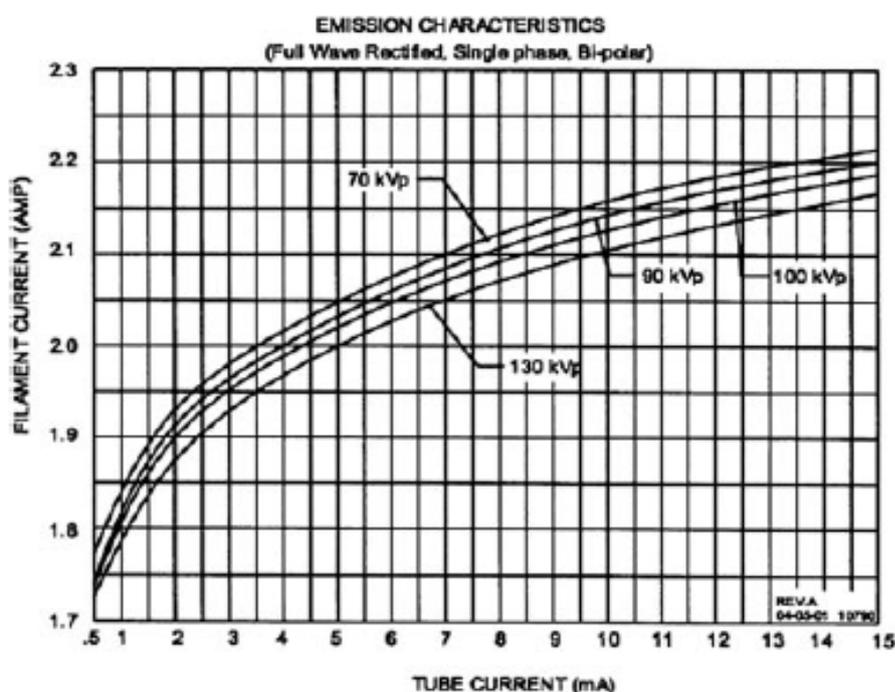


Figura 3 – Um gráfico representando as características de emissão de radiação X em equipamentos de CBCT odontológicos. (adaptado de MIRACLE, 2009).

Nos protocolos de aquisições tomográficas, a diferença de potencial elétrico de pico (kVp) e a intensidade de corrente elétrica produzida no filamento e no tubo de raios X são fundamentais para a qualidade da imagem. A intensidade de corrente elétrica correspondente ao cátodo aquece o filamento por meio do efeito Joule fazendo com que a sua temperatura aumente. O aumento da temperatura no filamento faz com que o efeito termiônico seja potencializado. Desta forma, aumenta-se a probabilidade de emissão eletrônica do filamento. Somando-se a isto, a aplicação de uma diferença de potencial elétrico entre o ânodo (alvo) e o cátodo

(filamento) faz com que os elétrons sejam acelerados por meio do campo elétrico estabelecido. Os elétrons acelerados incidirão no alvo produzindo radiação X característica e de freamento (*bremstrahlung*). Quanto maior a intensidade de corrente elétrica produzida no filamento ou no tubo maior será a intensidade do fluxo de fótons de raios X produzidos. No entanto, o aumento da intensidade de corrente elétrica no filamento faz com que, para uma mesma intensidade de corrente elétrica no tubo, diminua-se o valor correspondente à diferença de potencial elétrico no tubo e vice-versa (MIRACLE, 2009).

Conseqüentemente, a dose de radiação aos pacientes nos equipamentos de CBCT apresenta-se inferior em relação aos sistemas convencionais de tomografia computadorizada, como o MDCT (*Multi Detector Computed Tomography*), utilizados para o mesmo fim, que utilizam diferenças de potenciais elétricos de pico em torno de 140 kVp e valores de correntes elétricas em torno de 50 mA, com tempos de exposição a varredura do feixe, algumas vezes, mais elevados, dependendo das regiões anatômicas de interesse (LIANG et al., 2009.). Ademais, cabe salientar que o sistema CBCT adquire as imagens tomográficas com apenas uma rotação do *gantry*, diferentemente dos sistemas de CT convencionais, que adquirem as imagens tomográficas com rotação e translação do *gantry* (GUERRERO et al., 2006).

Para que um sistema de tomografia por emissão de feixe cônico 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). A Figura 4 exemplifica uma possível situação de implantação do sistema CBCT.

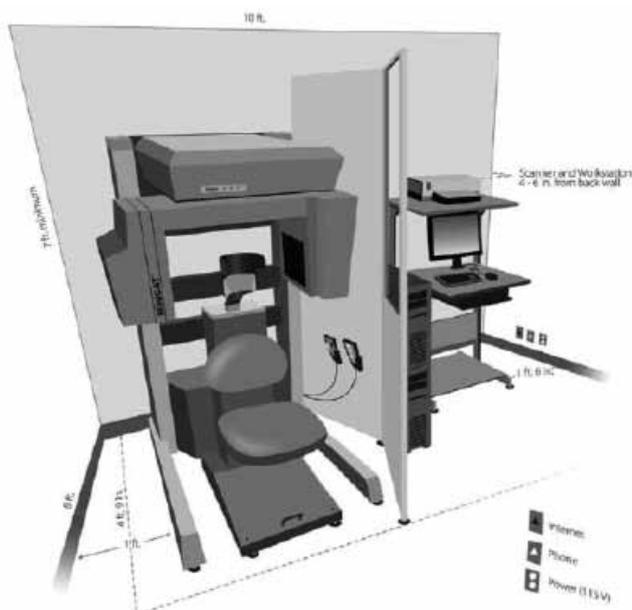
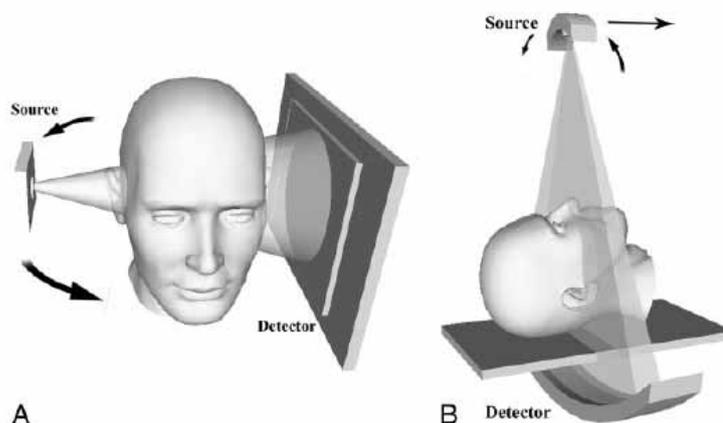


Figura 4 – Uma visão esquemática de um equipamento de tomografia computadorizada emissor de feixe cônico odontológico. (MIRACLE, 2009).

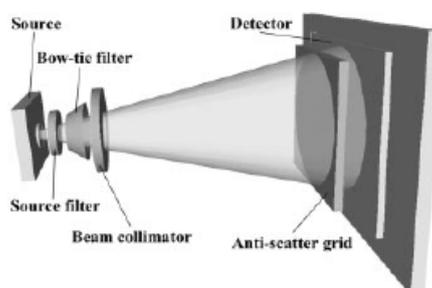
### 1.3.1 Aquisição das Imagens

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, no qual o sistema de colimação restringe o feixe de raios X para uma geometria aproximadamente em 2D. Além disso, 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* (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 5 – Representação das geometrias de aquisição de duas modalidades de CT. (A) Geometria cônica do feixe de radiação em um equipamento de CBCT projetado para o paciente sentar-se ereto. (B) Geometria convencional do feixe de radiação em formato de leque utilizada em equipamentos MDCT (*Multidetector Helical Computed Tomography*) com o paciente deitado. (Adaptado de MIRACLE, 2009).**

O sistema de emissão é composto, basicamente, de uma fonte de raios X, neste caso o 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 radiação X. Ademais, o sistema de detecção é composto, basicamente, de uma grade antiespalhamento 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 cério dependendo do equipamento e do fabricante (LIANG, et al., 2009). A Figura 6 representa um esboço do sistema de emissão e do sistema de detecção da radiação, comumente utilizados em CBCT.



**Figura 6 – Sistema de emissão e detecção da radiação composto pela filtração da fonte de raios X, filtro de compensação, colimação do feixe e grade antiespalhamento. (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 (GUPTA et al., 2004). No entanto, a filtragem de compensação e outros métodos diretos de redução do espalhamento na região da fonte de radiação podem reduzir a dose nos pacientes e, de maneira adequada, serem utilizados em série (ibid.).

Entretanto, segundo Cowen et al., (2008), as grades antiespalhamento representam um método alternativo de redução de espalhamento utilizado com FPD's na radiologia digital e fluoroscopia em alguns casos. Em vez de modular as propriedades do feixe diretamente na fonte de raios X, a grade de chumbo é adaptada junto ao sistema de detecção para absorver a radiação que estiver fora da direção preferencial de emissão do feixe e que não contribui para o fluxo de fótons do feixe primário. Em sistemas CBCT, as placas de chumbo são ajustadas em um padrão radial e centralizadas em relação ao ponto focal do FPD. As grades antiespalhamento têm sido avaliadas em muitos sistemas experimentais de CBCT com resultados diversos. Reduções na produção de artefatos e no espalhamento global têm sido observados, mas apenas em situações de elevado espalhamento (GUPTA et al., 2004).

Em relação ao sistema de detecção, o detector de tela plana digital, também conhecido como *Flat Panel Detector* (FPD), permite a conversão direta da energia da radiação X em um sinal digital com elevada resolução espacial (COWEN et al., 2008; MIRACLE, 2009). A forma fundamental de um FPD consiste de uma tela de cristais cintiladores junto a uma matriz de fotodiodos incorporada em uma camada de estado sólido de silício amorfo ou selênio dependendo do equipamento e do fabricante. A radiação X incidente é fotoquimicamente convertida em luz por um filme cintilador e transmitida diretamente a uma matriz de fotodiodos onde a intensidade de sinal é armazenada (COWEN et al., 2008). Os transistores de filmes finos, dentro da matriz de silício amorfo, retransmitem uma intensidade de sinal proporcional à quantidade armazenada na matriz de fotodiodos, que é, por sua vez, proporcional aos fótons incidentes na camada do cintilador (ibid.). Exemplificando uma das funções do cristal cintilador, o cristal de CsI (Iodeto de Césio) produz uma

elevada resolução espacial devido à estrutura microscópica colunar do substrato do próprio Csl, que serve essencialmente como se fosse um condutor de fibra-óptica para que a intensidade do sinal seja transmitida à matriz de fotodiodos (COWEN et al., 2008). Os sistemas de FPD fornecem um potencial maior em resolução espacial, com a mesma intensidade de ruído, do que os antecessores intensificadores de imagem com dispositivos de carga acoplados, também conhecidos como *Charge Coupled Device* (CCD) (ibid.).

Contudo, após a realização do processo de aquisição de imagens tomográficas, o processamento da informação adquirida é fundamental para excluirmos as informações desnecessárias e reconstruirmos as imagens. Para tanto, na subseção seguinte, descrevem-se as funções básicas dos algoritmos de reconstruções das imagens tomográficas.

### **1.3.2 Algoritmos de Reconstrução**

Os algoritmos de reconstrução de imagens tomográficas foram desenvolvidos 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.).

### 1.3.3 Qualidade e Limitações da Imagem em CBCT

A qualidade da imagem em CBCT pode ser descrita pela resolução espacial, resolução em contraste, ruído, dose de radiação e artefatos presentes na imagem (SEERAM, 1997).

Os equipamentos de CBCT, em geral, fornecem resoluções espaciais 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 regiões que dependam da resolução em baixo contraste, pois se utilizam de baixos valores de corrente elétrica no tubo de raios X e, conseqüentemente, baixo fluxo 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).

Segundo Siewerdsen et al. (2005), geralmente o comprimento do caminho pelo qual a radiação X atravessa o tecido nas bordas do FOV é reduzido em relação à estrutura da região de interesse. Conseqüentemente, isto resulta na diminuição da atenuação do espalhamento periférico e, portanto, aumenta de forma desproporcional a contribuição do espalhamento periférico para a degradação da imagem. O espalhamento periférico constitui não somente na maior contribuição para o espalhamento total, mas como forma a base para a produção de artefatos na imagem, efeito que pode ser evitado pela filtragem de compensação (GUPTA et al., 2004).

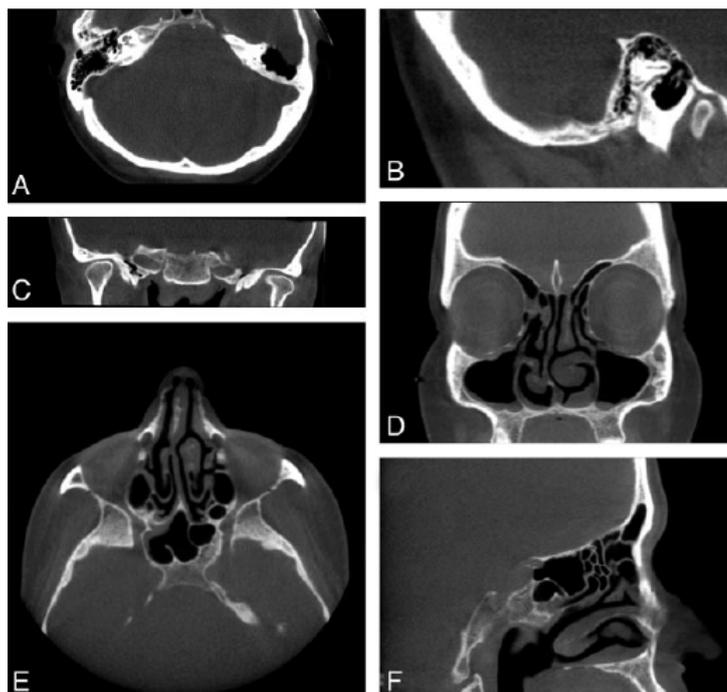
Em relação à filtragem de compensação, segundo Siewerdsen et al. (2005), utilizam-se filtros em formato de cunha em sistemas de CBCT. Este filtro modula o perfil do feixe pelo aumento da densidade de fótons no centro do cone, fazendo com

que seja diminuída a densidade de fótons na região periférica do cone. Segundo Gupta et al., (2004), é possível uma redução maior do que 50% no espalhamento com a implementação de filtros de cobre. A melhoria da qualidade das imagens tem sido relatada para sistemas CBCT quando o sistema de filtração é inserido dentro do *gantry*, assim como em sistemas de CT convencional (ibid.). Cabe salientar que o sistema de filtração não é indispensável, porém, em função do endurecimento do feixe de radiação (*hardening beam*), observa-se um impacto negativo na eficiência de detecção da radiação (GUPTA et al., 2004). Portanto, embora o espalhamento e a produção de artefatos possam ser reduzidos com a utilização de sistemas de filtragem, esta redução é realizada em detrimento da diminuição da eficiência de detecção e da resolução em baixo contraste (ibid.).

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.

Mesmo tendo-se em vista as considerações anteriores sobre as condições prejudiciais de espalhamento da radiação para a qualidade das imagens tomográficas, existem exemplos de protocolos de imagens tomográficas com qualidade diagnóstica adquiridas em equipamento CBCT odontológico, como mostra a Figura 7 (MIRACLE et al., 2009).

No primeiro caso, é apresentada a reconstrução tomográfica da região dos ossos temporais de um paciente. No segundo caso, é apresentada uma reconstrução tomográfica dos seios paranasais de um paciente.



**Figura 7 –** Imagens de dois pacientes adquiridas com equipamento MiniCAT dedicado ao imageamento da cabeça e pescoço. (A) – (C) Imagens axial, sagital e coronal, respectivamente, de paciente com ossos temporais normais. (D) – (F) Imagens coronal, axial e sagital, respectivamente, dos seios paranasais de um paciente com leve espessamento da mucosa. (Adaptado de MIRACLE et al., 2009).

Pôde-se observar que o paciente das imagens (A) – (C) apresenta ossos temporais normais, enquanto o paciente das imagens (D) – (F) apresenta um espessamento evidente da mucosa (ibid.). Nesse caso, os *voxels* são isométricos, permitindo a reconstrução das imagens com alta fidelidade e de forma equivalente nos três planos representados (ibid.).

Entretanto, estudos realizados por Bryant et al. (2008) mostram que a região do crânio do paciente que apresenta-se fora da região do FOV pode apresentar artefatos na aquisição tomográfica, juntamente com uma não - uniformidade do Número CT. A investigação realizada com um equipamento i-CAT New Generation da empresa Imaging Sciences International, analisou a causa de artefatos denominados como *Comb-like Artifacts*, ou artefatos do tipo “estrela” nas imagens tomográficas. Os pesquisadores investigaram a uniformidade de campo juntamente com a sua variação em função da massa externa ao FOV durante a aquisição tomográfica, como esquema apresentado na Figura 8.

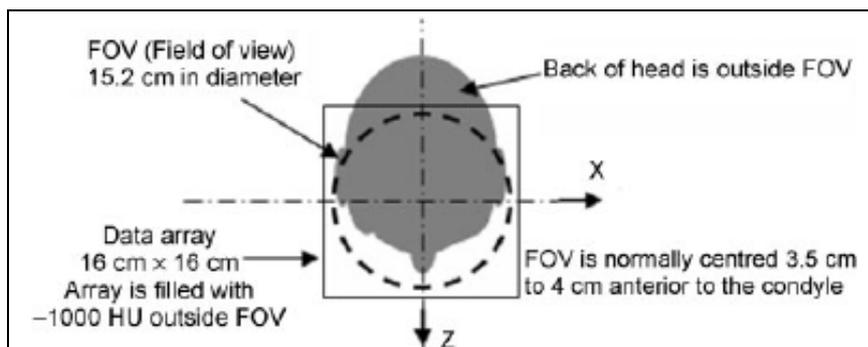


Figura 8 – Esquema representando o campo de visão (*Field of View – FOV*) e a matriz de dados para um equipamento de CBCT – iCAT. (adaptado de BRYANT et al., 2008).

A hipótese levantada por Bryant et al. (2008) para a não uniformidade é que a região posterior craniana dos pacientes encontra-se fora do FOV padrão utilizado nas aquisições tomográficas, cujo diâmetro é de 15,2 cm. Conseqüentemente, quando o *gantry* executa a rotação em torno do paciente observa-se que a massa da região posterior do crânio do paciente encontra-se fora do FOV, como mostra a Figura 9.

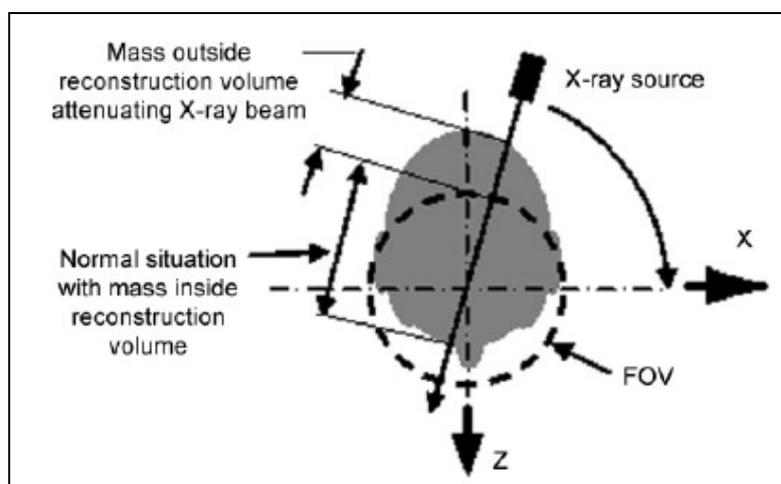


Figura 9 – Esquema representando a massa dentro e fora do FOV atenuando o feixe de radiação X. (adaptado de BRYANT et al., 2008).

Para investigar este efeito, a metodologia empregada na investigação de Bryant et al. (2008) baseia-se na construção de *phantoms* de acrílico com massas e dimensões conhecidas. Desta forma, pode-se realizar aquisições tomográficas e analisar os resultados de acordo com as características dos *phantoms*. A Figura 10 mostra como os pesquisadores posicionaram *phantoms* de acrílico assimétricos para a aquisição tomográfica.

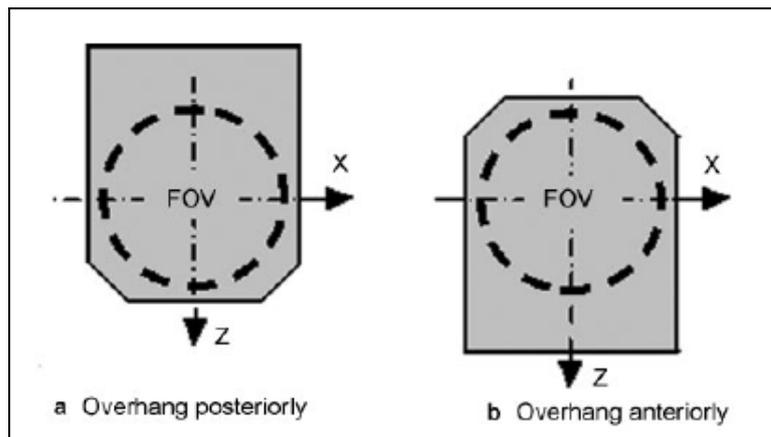


Figura 10 – Esquema representando os posicionamentos das regiões limítrofes do *phantom* assimétrico utilizado no estudo da uniformidade do N° CT. (adaptado de BRYANT et al., 2008).

Na imagem resultante pode-se observar a presença de artefatos do tipo “estrela”, além de uma região não uniforme de campo representada pela região inferior da imagem com tons mais claros de cinza em formato de arco, como mostra a Figura 11.

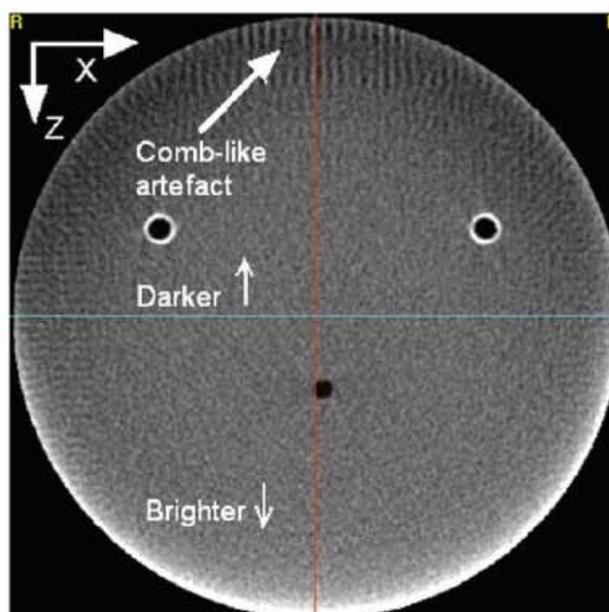


Figura 11 – Visualização axial de uma aquisição tomográfica obtida em um equipamento de CBCT – iCAT de um *phantom* de acrílico para o estudo da uniformidade do N°CT. (BRYANT et al., 2008).

Mesmo alterando a orientação do *phantom* no sistema de aquisição de imagem, os artefatos do tipo “estrela” e a não - uniformidade são constatados, como mostra a Figura 12.

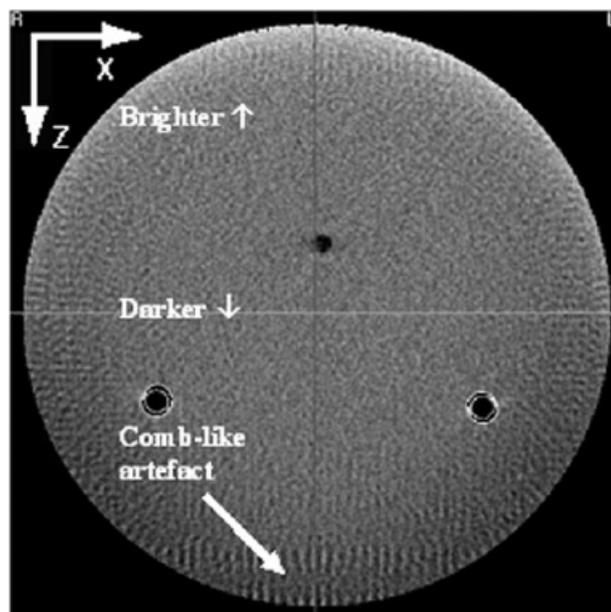


Figura 12 – Visualização axial de uma aquisição tomográfica obtida em um equipamento de CBCT – iCAT de um *phantom* de acrílico para o estudo da uniformidade do N°CT. (adaptado de BRYANT et al., 2008).

Bryant e colaboradores (2008) constataram variações extremamente elevadas do Numero CT em imagens de pacientes, da ordem de 400 HU para tecidos com a mesma atenuação em posições diferentes na imagem. Além disso, uma variação extremamente elevada, da ordem de 900 HU é observada entre os tecidos moles das fossas nasais e o tecido mole da região posterior do crânio, como mostra a Figura 13.

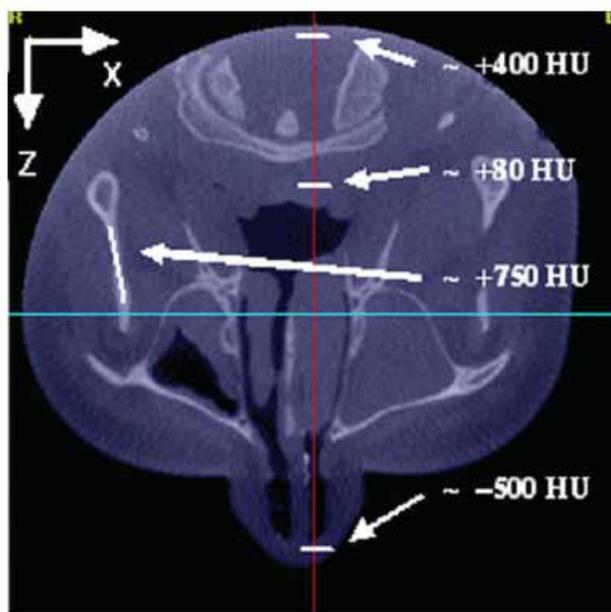
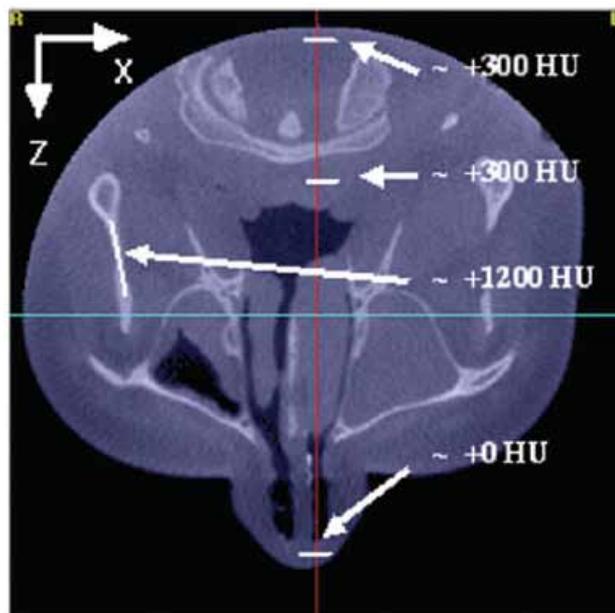


Figura 13 – Visualização de uma aquisição tomográfica obtida em um equipamento de CBCT – iCAT anterior ao tratamento numérico realizado nos dados crus (*raw data*) da aquisição. (adaptado de BRYANT et al., 2008).

Para corrigir a não - uniformidade de campo, Bryant et al. (2008) realiza um tratamento numérico dos dados brutos das imagens adquiridas por meio de calibrações realizadas com os *phantoms* de acrílico utilizados. A Figura 14 mostra o resultado do tratamento numérico e a correção dos valores de Número CT.



**Figura 14 – Visualização de uma aquisição tomográfica obtida em um equipamento de CBCT – iCAT posterior ao tratamento numérico realizado nos dados brutos da aquisição tomográfica. (adaptado de BRYANT et al., 2008).**

Os estudos apresentados anteriormente mostram que as imagens de CBCT na radiologia odontológica podem apresentar limitações em relação à uniformidade dos valores de Número CT e à uniformidade do campo. Desta forma, faz-se necessário o desenvolvimento de metodologias que permitam a determinação de parâmetros físicos para a caracterização de grandezas que afetam a qualidade visual da imagem e, principalmente, dificultam a utilização de tais imagens em estudos quantitativos para determinação das densidades dos tecidos e a segmentação das imagens para prototipagem rápida de biomodelos.

## 2 METODOLOGIA

Neste capítulo são apresentadas as características dos equipamentos CBCT utilizados neste estudo, assim como os materiais utilizados e os métodos de coleta e análise dos dados na investigação.

### 2.1 UNIDADES TOMOGRÁFICAS

Nos meses de maio e junho de 2010 foram realizadas aquisições tomográficas em duas unidades tomográficas de diferentes fabricantes. As primeiras aquisições foram realizadas num equipamento do tipo i-CAT™ 3D *Dental Imaging System* – *Imaging Sciences International* de uma clínica de radiologia odontológica localizada em Porto Alegre – RS. O equipamento está ilustrado na Figura 15.



**Figura 15 – Equipamento i-CAT™ 3D *Dental Imaging System***  
(Fonte: adaptada de [www.kavo.com.br](http://www.kavo.com.br), acessado em 05 de agosto de 2010).

As segundas aquisições foram realizadas num equipamento do tipo Planmeca ProMax 3D s de uma clínica de radiologia odontológica localizada em Santa Cruz do Sul - RS, como mostra a Figura 16.



**Figura 16 – Equipamento Planmeca ProMax 3D s (Fonte: adaptado de [www.planmeca.com](http://www.planmeca.com), acessado em 10 de agosto de 2010).**

A seguir, na Tabela 1, encontram-se alguns parâmetros físicos dos equipamentos CBCT utilizados neste estudo. Esses parâmetros relacionam-se diretamente com a escolha dos protocolos de exposição à radiação dos pacientes. A escolha dos protocolos de exposição é realizada pelo radiologista responsável de acordo com as regiões anatômicas de interesse as quais desejam-se investigar nos pacientes.

Tabela 1 – Parâmetros físicos característicos dos equipamentos CBCT investigados.

Equipamento	Modelo	kVp	mA	Tempo de Exposição Pulsada (s)	Field of View (FOV) (cm <sup>2</sup> )	Resolução do Pixel (mm)	Espessura de Corte (mm)
i-CAT™ Dental Imaging System <sup>5</sup>	3D	120	5	5, 8, 9 e 26,9	4 x 16; 6 x 16; 8 x 16; 10 x 16; 13 x 16; 17 x 23	0,125 / 0,125; 0,2 / 0,2; 0,25 / 0,25; 0,3 / 0,3; 0,4 / 0,4	0,4; 0,3; 0,25; 0,2; 0,125
Planmeca <sup>6</sup>	ProMax 3D s	84	16	18	5,0 x 8,0; 5,0 x 5,0	0,1 / 0,1; 0,2 / 0,2	0,1; 0,2

## 2.2 MATERIAIS UTILIZADOS

Utilizou-se um reservatório cilíndrico de plástico PET (polietileno) preenchido com água, com diâmetro  $\approx$  10 cm e altura  $\approx$  30 cm. A Figura 17 mostra a imagem axial tomográfica do reservatório preenchido com água com o seu respectivo diâmetro medido por meio das ferramentas do software ImageJ 1.44k.

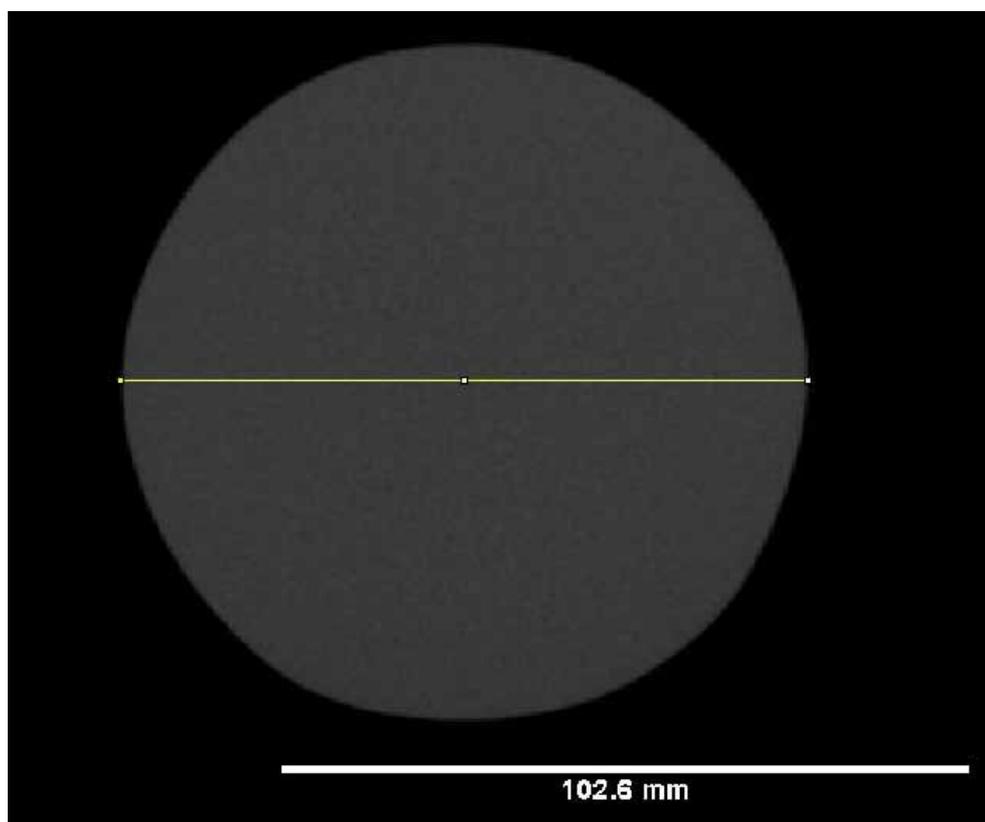


Figura 17 - Imagem axial tomográfica do reservatório preenchido com água.

<sup>5</sup> [http://www.imagingsciences.com/pro\\_icat\\_ng\\_specs.htm](http://www.imagingsciences.com/pro_icat_ng_specs.htm), acessado em 17 de novembro de 2010.

<sup>6</sup> [http://www.planmeca.com/pdf/downloads/PMX3Dconbroen\\_0310\\_low.pdf](http://www.planmeca.com/pdf/downloads/PMX3Dconbroen_0310_low.pdf), acessado em 17 de novembro de 2010.

O reservatório cilíndrico de plástico PET foi utilizado para avaliarem-se a uniformidade de campo e o ruído das imagens tomográficas adquiridas.

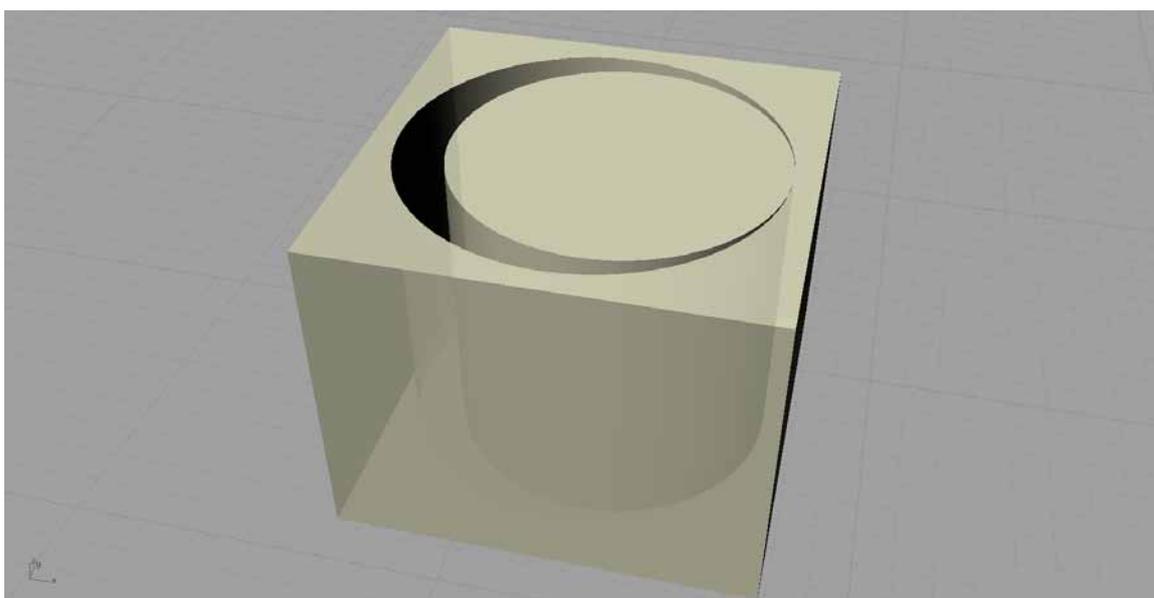
Um reservatório cilíndrico de acrílico preenchido com água, com diâmetro interno igual a 20,8 cm, altura cilíndrica interna de 17,5 cm e capacidade aproximada de 1,2 litros, foi utilizado, sendo que o mesmo encontra-se na Figura 18. Cabe salientar que o cilindro utilizado faz parte do *Hoffman 3-D Brain Phantom<sup>TM</sup> – Model PR / 3D / P*, comumente utilizado em Medicina Nuclear.



**Figura 18 - Reservatório cilíndrico de acrílico. (imagem adaptada de <http://www.britec.net/Resources/77b.gif>, acessada em 15 de novembro de 2010).**

O reservatório cilíndrico de acrílico foi utilizado com o objetivo de analisar a uniformidade de campo e o ruído das imagens tomográficas adquiridas.

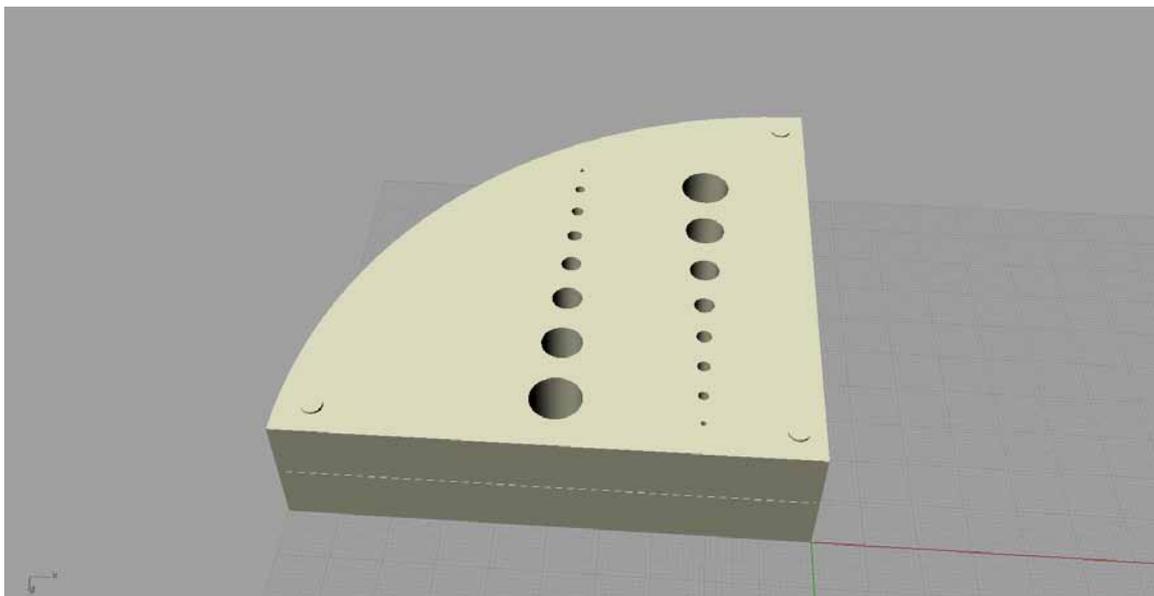
Além disso, modelou-se tridimensionalmente e prototipou-se, em plástico ABSplus (*Acrylonitrile Butadiene Styrene*), um objeto cúbico denominado EVP, com 16 cm<sup>2</sup> de área da base e 5 cm de altura, vazado e com cilindro interno fixado ao mesmo com 2,5 cm de diâmetro o qual está representado na Figura 19.



**Figura 19 - Visualização em perspectiva do objeto em formato cúbico modelado tridimensionalmente.**

O objeto cúbico denominado *EVP* foi prototipado com o objetivo de analisar qualitativamente a resolução espacial e o possível efeito de volume parcial nas imagens tomográficas adquiridas.

Por fim, outro objeto foi modelado tridimensionalmente e prototipado em ABSplus. Esse objeto, denominado quadrante, foi composto de duas camadas ligadas por meio de encaixes de três pinos cilíndricos, sendo que uma das camadas apresentou padrões de deposição interna de ABSplus em formato de malhas e a outra camada apresentou uma conformação maciça. Além disso, a camada que contém os orifícios, apresentou duas fileiras de orifícios com diâmetros de 1,0 mm a 10 mm, sabendo-se que a espessura de cada camada foi de 1 cm. O objeto está representado na Figura 20.



**Figura 20 - Visualização em perspectiva do objeto simulador modelado tridimensionalmente composto de duas camadas ligadas por meio de encaixes.**

O objeto quadrante foi prototipado com o objetivo de analisarem-se a resolução espacial, considerando-se a camada com os orifícios, e a uniformidade de campo considerando-se a camada maciça de ABSplus sem orifícios.

## 2.3 MÉTODOS EMPREGADOS

A seguir, encontram-se os métodos empregados nas aquisições tomográficas realizadas nos dois equipamentos distintos considerando-se os parâmetros físicos de exposição à radiação dos objetos utilizados.

### 2.3.1 Aquisição Tomográfica Por Meio do Equipamento i-CAT

Inicialmente adquiriram-se imagens tomográficas do reservatório cilíndrico de plástico PET. Preencheu-se com água o reservatório cilíndrico e posicionou-se o mesmo na região central do *gantry* por meio dos indicadores luminosos presentes no equipamento.

Após a definição do posicionamento do reservatório, realizou-se uma aquisição tomográfica do mesmo considerando-se o protocolo de exposição total de crânio comumente utilizado na rotina da clínica o qual encontra-se na Tabela 2.

**Tabela 2 - Parâmetros de aquisição tomográfica para o reservatório PET.**

kVp	mA	Tempo de Exposição Pulsada (s)	Field of View (FOV) (cm <sup>2</sup> )	Resolução do Pixel (mm)	Espessura de Corte (mm)
120	5	8	17 x 23	0,3 / 0,3	0,3

Após a aquisição tomográfica do reservatório cilíndrico preenchido com água, foram realizadas aquisições para os outros objetos simuladores. O objeto EVP foi submetido a uma exposição considerando-se o protocolo para aquisição tomográfica de seio maxilar comumente utilizado na rotina da clínica o qual encontra-se na Tabela 3 com os parâmetros físicos de 120 kVp, 5 mA, 20 s e 0,2 mm os quais fazem parte do protocolo de aquisição tomográfica de melhor qualidade, segundo a clínica radiológica em questão.

Tabela 3 - Parâmetros de aquisição tomográfica para o objeto EVP.

kVp	mA	Tempo de Exposição Pulsada (s)	Field of View (FOV) (cm <sup>2</sup> )	Resolução do Pixel (mm)	Espessura de Corte (mm)
120	5	8	8 x 16	0,3 / 0,3	0,3

Após esta aquisição, foi realizada a aquisição tomográfica do quadrante com os mesmos parâmetros físicos de aquisição tomográfica utilizados para o objeto EVP, como mostra a Tabela 4.

Tabela 4 - Parâmetros de aquisição tomográfica para o objeto quadrante.

kVp	mA	Tempo de Exposição Pulsada (s)	Field of View (FOV) (cm <sup>2</sup> )	Resolução do Pixel (mm)	Espessura de Corte (mm)
120	5	8	8 x 16	0,3 / 0,3	0,3

### 2.3.2 Aquisição Tomográfica Por Meio do Equipamento Planmeca ProMax 3Ds

Inicialmente adquiriram-se imagens tomográficas do reservatório cilíndrico de acrílico mostrado anteriormente na Figura 17. Preencheu-se com água o reservatório cilíndrico e posicionou-se o mesmo na região central do *gantry* por meio dos indicadores luminosos presentes no equipamento.

Após a definição do posicionamento do reservatório, realizou-se uma aquisição tomográfica do mesmo considerando-se o protocolo de exposição de região maxilar com os máximos valores de diferença de potencial elétrico de pico

(kVp), de intensidade de corrente elétrica (mA), tempo de exposição, FOV e o mínimo corte tomográfico. Os valores escolhidos neste protocolo encontram-se na Tabela 5.

**Tabela 5 - Parâmetros de aquisição tomográfica do cilindro de acrílico.**

<b>kVp</b>	<b>mA</b>	<b>Tempo de Exposição Pulsada (s)</b>	<b>Field of View (FOV) (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>Resolução do Pixel (mm)</b>	<b>Espessura de Corte (mm)</b>
84	16	18	5,0 x 8,0	0,1 / 0,1	0,1

Em função de o equipamento apresentar um FOV reduzido, realizou-se uma aquisição tomográfica adicional com o objetivo de simular a situação em que o radiologista necessite visualizar estruturas anatômicas adjacentes à mandíbula ou ao seio maxilar, por exemplo. Esta aquisição tomográfica adicional resulta na sobreposição parcial de dois FOV's e é apresentada como opção disponível no equipamento. A mesma foi realizada considerando-se os mesmos parâmetros de aquisição tomográfica citados anteriormente.

Após a aquisição tomográfica do reservatório de acrílico submergiu-se, no mesmo, o objeto EVP e realizou-se uma aquisição tomográfica considerando-se os parâmetros de aquisição tomográfica conforme a Tabela 6.

**Tabela 6 - Parâmetros de aquisição tomográfica do objeto EVP.**

<b>kVp</b>	<b>mA</b>	<b>Tempo de Exposição Pulsada (s)</b>	<b>Field of View (FOV) (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>Resolução do Pixel (mm)</b>	<b>Espessura de Corte (mm)</b>
84	16	18	5,0 x 8,0	0,1 / 0,1	0,1

### 3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo analisaram-se e discutiram-se os resultados obtidos por meio de dois equipamentos distintos de CBCT. Estes resultados foram analisados, de acordo com Brasil (2005), pelo manual de Radiodiagnóstico Médico e de Desempenho de Equipamentos da ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária) e 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 DICOM (".DCM" / extensão "DCM") produzidas por equipamentos de imagens médicas.

#### 3.1 Resultados Experimentais Obtidos Por Meio do Equipamento i-CAT

Em uma imagem, da sequência de imagens tomográficas do reservatório de plástico PET, foram traçados quatro perfis de comprimentos iguais a 102,3 mm por meio do software *ImageJ 1.44k*, como mostra a Figura 21.

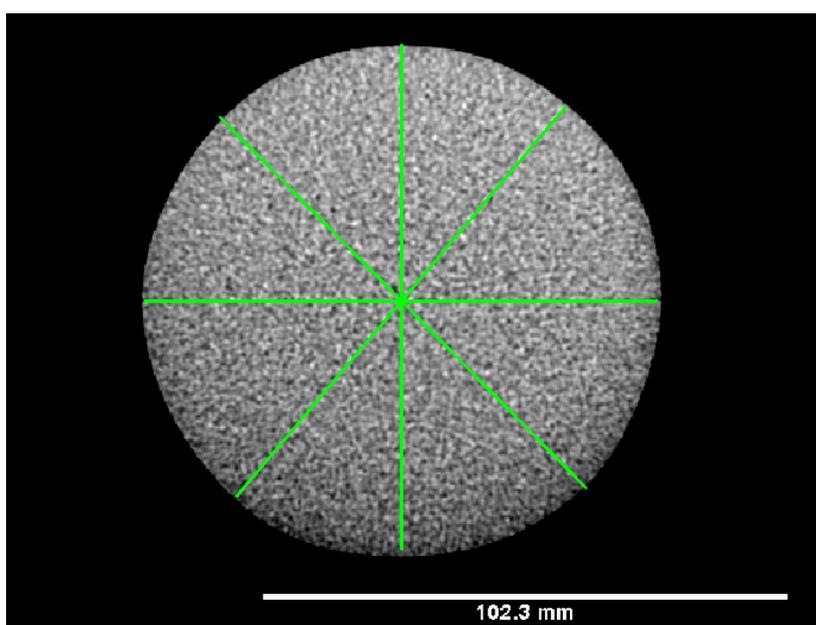


Figura 21 - Quatro perfis traçados numa imagem do reservatório de plástico PET.

Para cada perfil plotou-se um gráfico do N°CT em função do comprimento do perfil. Nas Figuras 22, 23, 24 e 25 observam-se os gráficos referentes aos quatro perfis traçados.

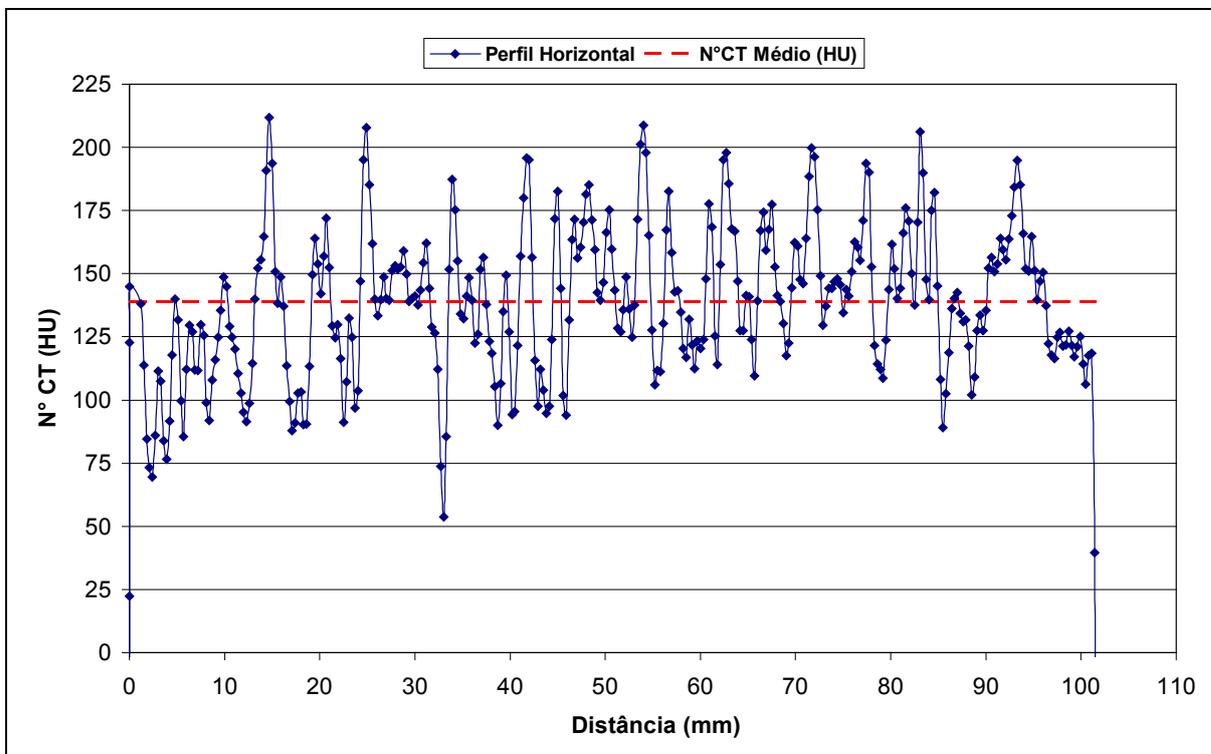


Figura 22 - Variação do N°CT para o perfil horizontal.

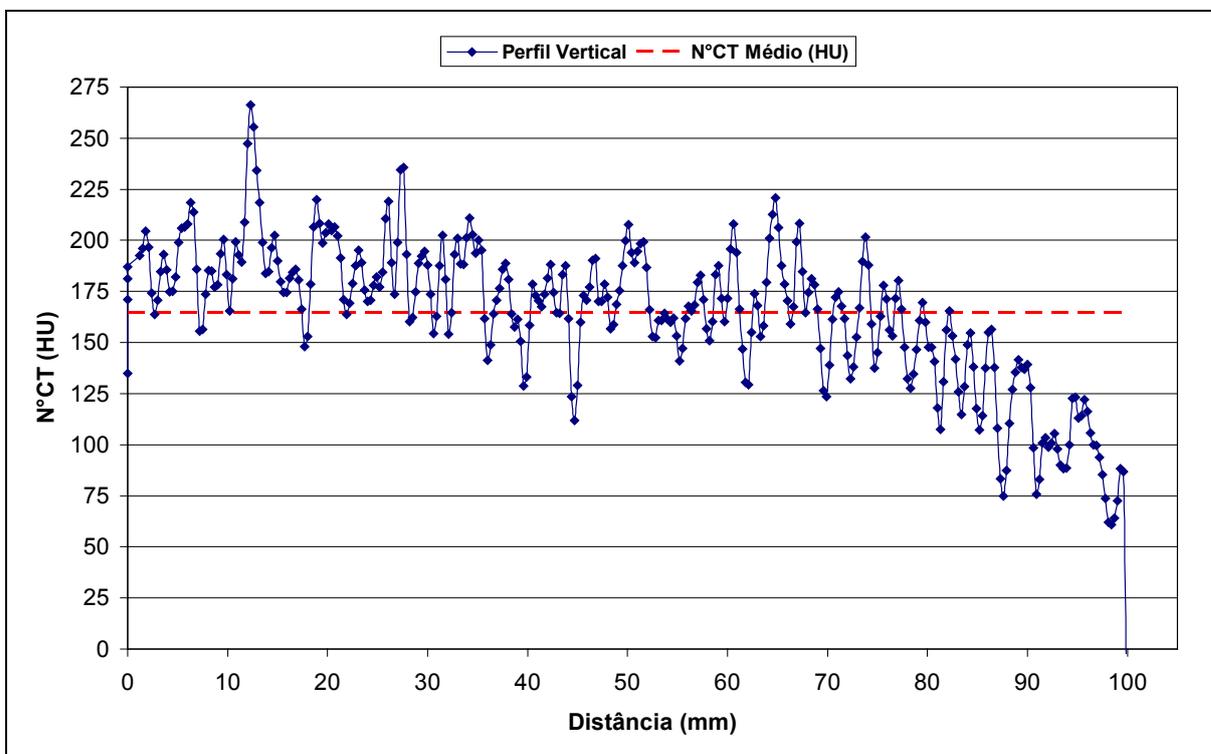


Figura 23 - Variação do N°CT para o perfil vertical.

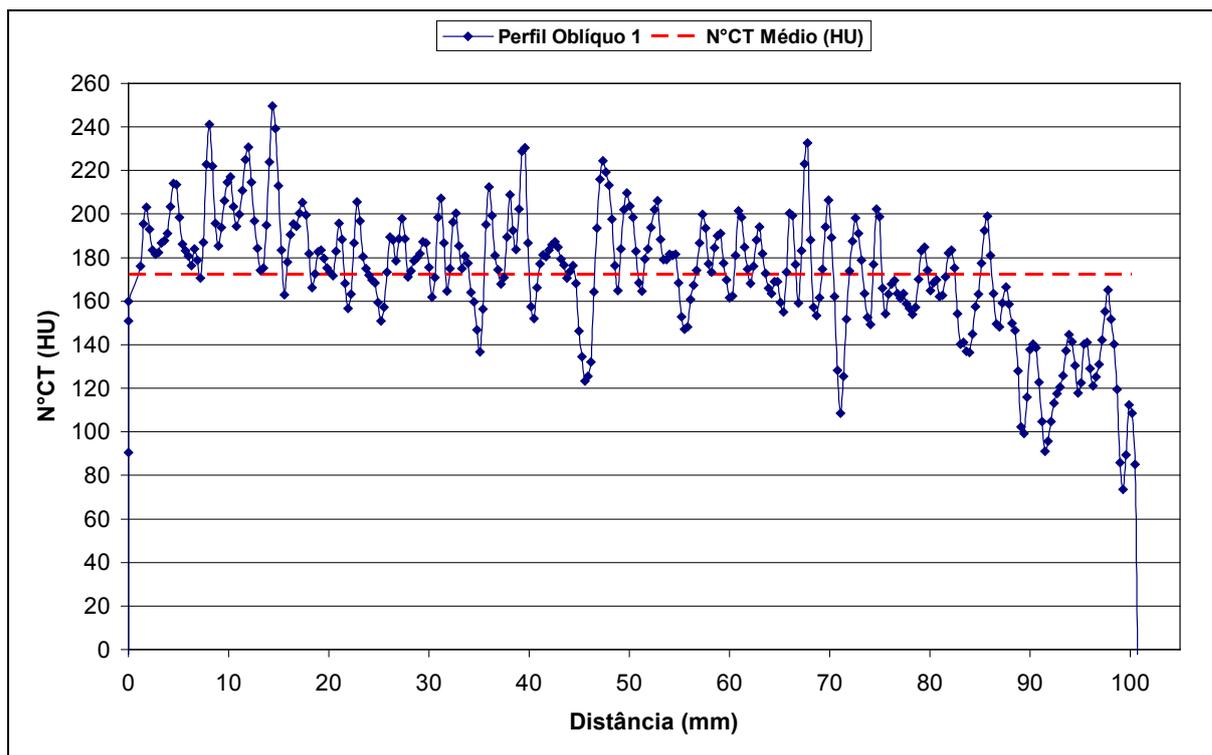


Figura 24 - Variação do N°CT para o perfil oblíquo 1.

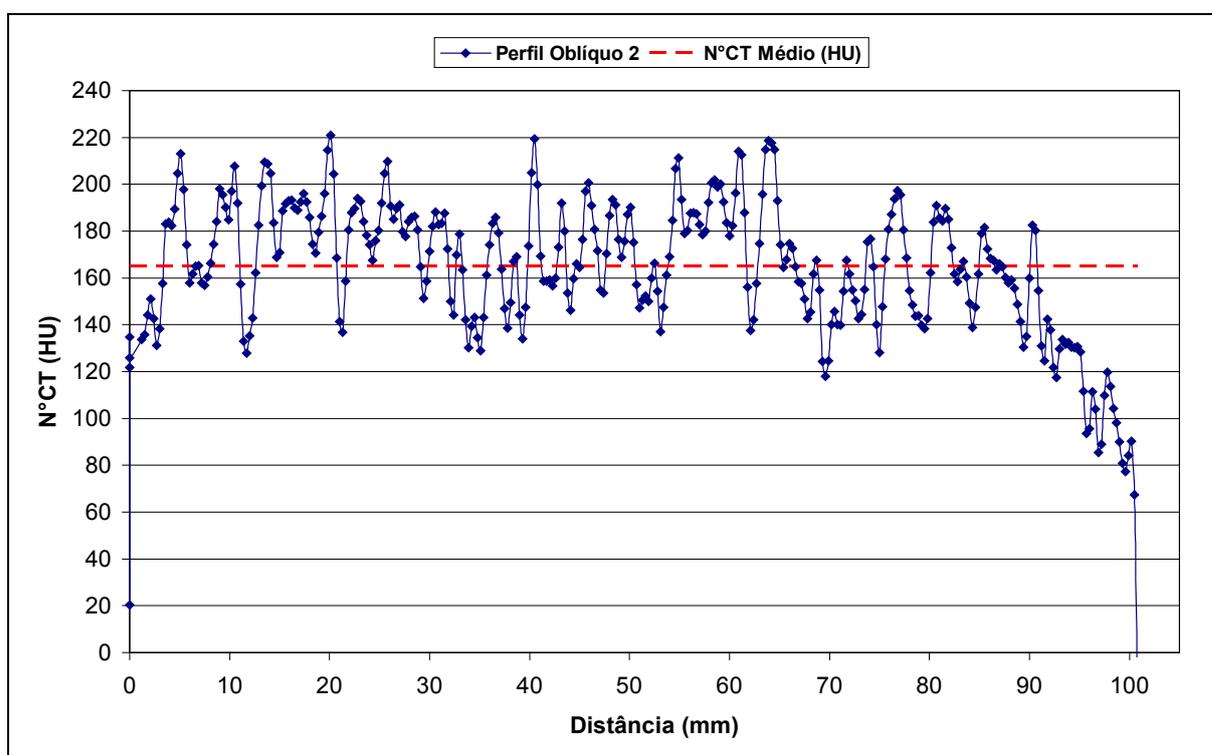
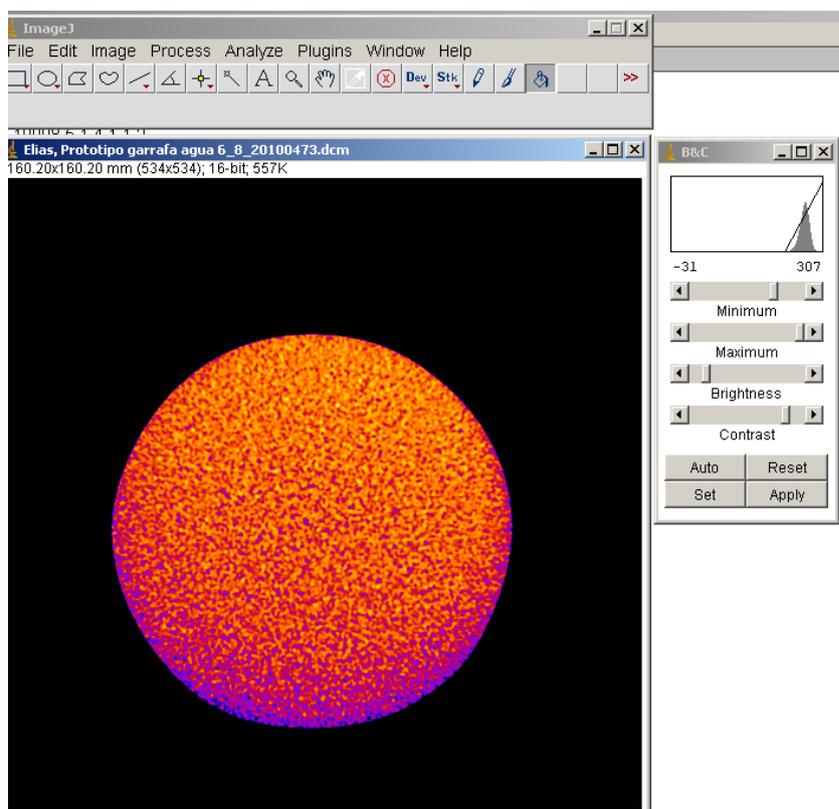


Figura 25 - Variação do N°CT para o perfil oblíquo 2.

Qualitativamente, pôde-se observar nos quatro perfis que o N°CT foi fortemente afetado pela presença de elevado ruído inerente ao processo de aquisição tomográfica. Além disso, nos perfis vertical, oblíquo 1 e oblíquo 2

observou-se uma nítida não - uniformidade de campo. Esta não - uniformidade pôde ser observada com evidência, na região inferior da imagem, ao realizar-se um janelamento em brilho e contraste e alterar-se a visualização da imagem por meio do comando *image* → *lookup tables* → *fire* no software ImageJ, como mostra a Figura 26.



**Figura 26 - Não uniformidade de campo observada.**

A não uniformidade de campo apresentada mostrou-se semelhante aos resultados apresentados por Bryant et al. (2008).

Após a análise qualitativa por meio dos perfis, na mesma imagem, de acordo com Brasil (2005), delimitaram-se cinco ROI's circulares com áreas aproximadamente iguais a  $500 \text{ mm}^2$  e mediram-se os valores médios de  $N^{\circ}\text{CT}$  para cada região de interesse conforme a Figura 27.

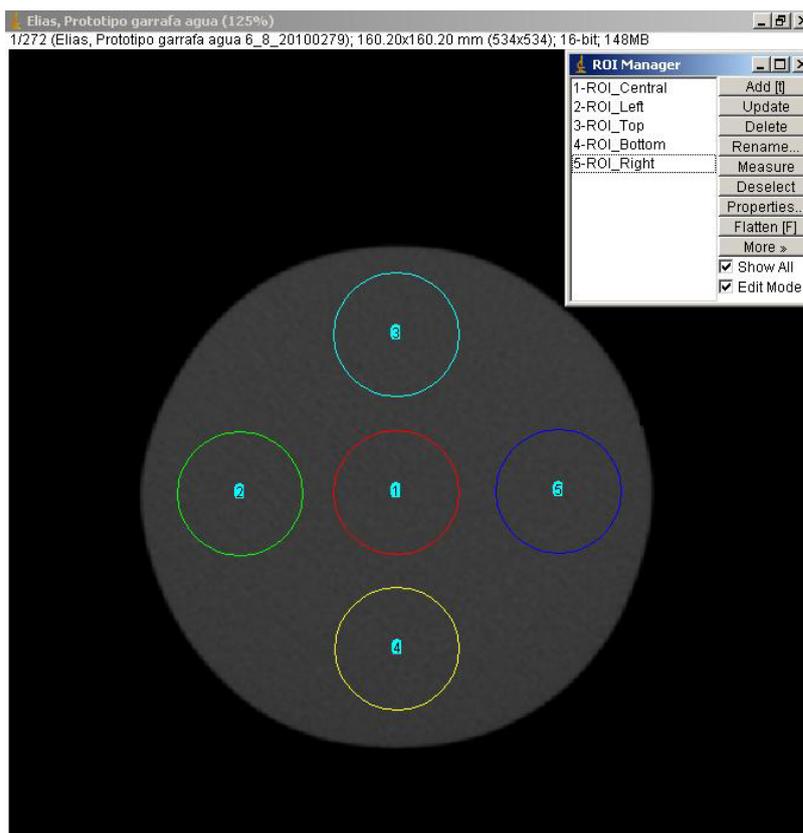


Figura 27 - Cinco ROI's delimitadas para uma imagem axial tomográfica do reservatório PET.

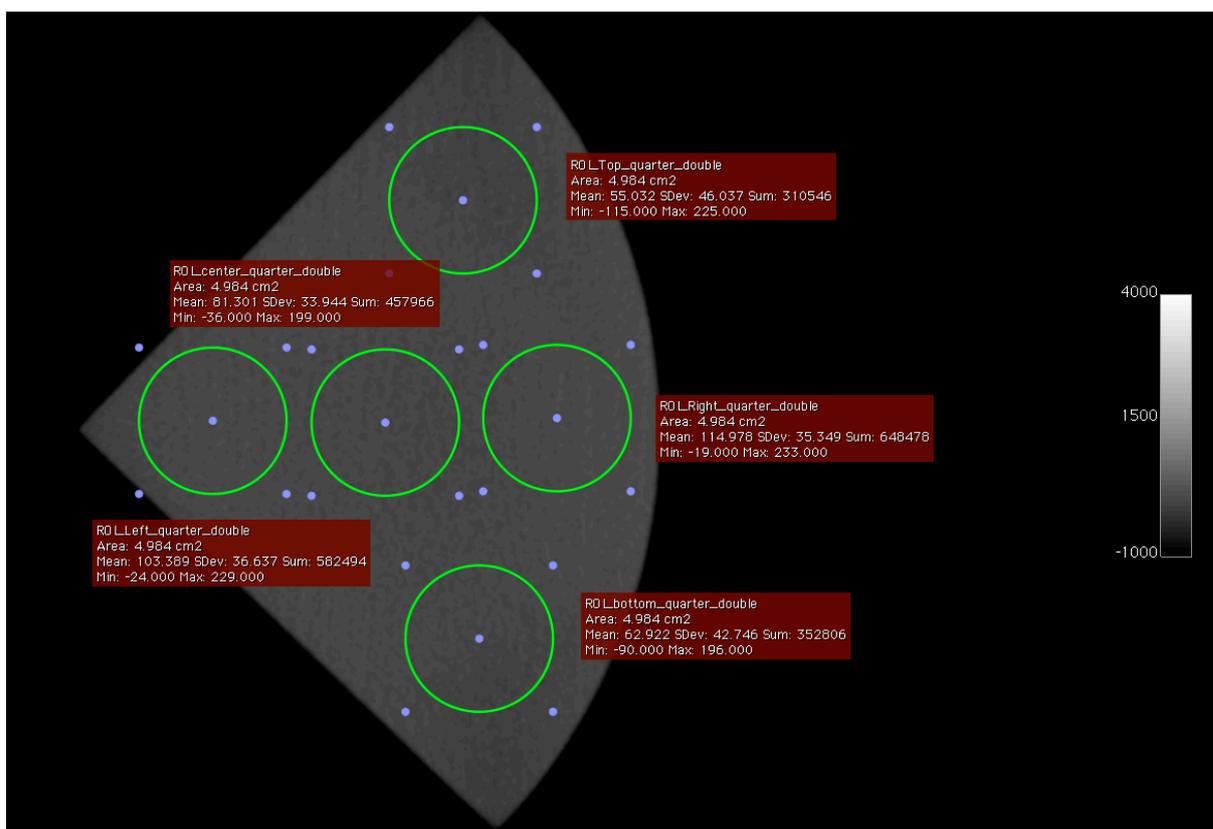
Após as medidas realizadas por meio da delimitação das cinco ROI's calcularam-se, de acordo com Brasil (2005), a uniformidade do N°CT para as ROI's periféricas e o nível de ruído para a região central por meio das equações (7) e (5) respectivamente. Os resultados referentes à uniformidade e ao nível de ruído encontram-se na Tabela 7.

Tabela 7 - Uniformidade do N°CT (HU) e ruído de uma imagem do reservatório PET.

ROI	Área (cm <sup>2</sup> )	Ruído (%)	N°CT (HU)	Uniformidade do N°CT (HU)
Top	4,98	-	165,28 ± 29,20	15,91
Bottom	4,98	-	132,12 ± 31,93	17,25
Right	4,98	-	154,04 ± 30,68	4,67
Left	4,98	-	144,47 ± 30,64	4,90
Center	4,98	3,20	149,37 ± 32,02	-

Em relação à aquisição tomográfica do objeto quadrante, selecionou-se uma imagem da sequência de imagens tomográficas referente à camada maciça do mesmo e delimitaram-se cinco ROI's circulares com áreas aproximadamente iguais

a 500 mm<sup>2</sup>. Logo após, mediram-se os valores médios de N°CT para cada região de interesse conforme a Figura 28.



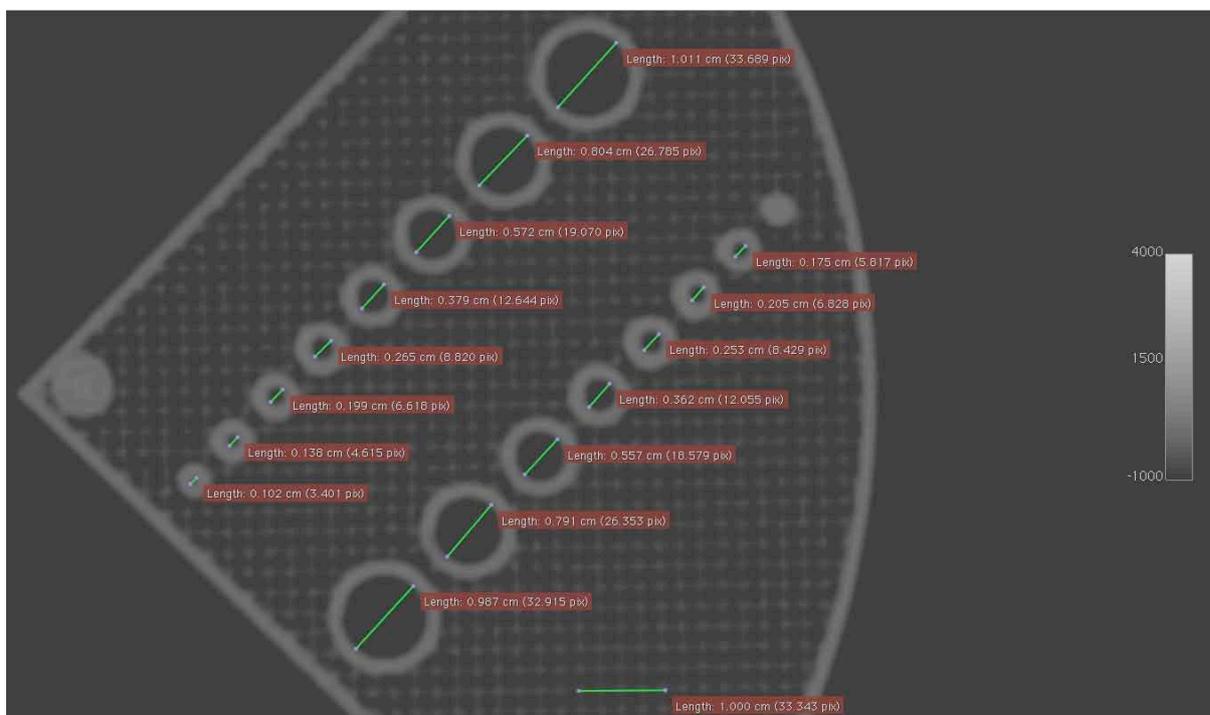
**Figura 28 - Delimitação de cinco ROI's numa imagem axial da camada maciça do objeto quadrante.**

Após as medidas realizadas por meio da delimitação das cinco ROI's calcularam-se, de acordo com Brasil (2005), a uniformidade do N°CT para as ROI's periféricas e o nível de ruído para a região central por meio das equações (7) e (5) respectivamente. Os resultados referentes à uniformidade e ao nível de ruído encontram-se na Tabela 8.

**Tabela 8 - Uniformidade do N°CT (HU) e ruído de uma imagem do objeto quadrante.**

ROI	Área (cm <sup>2</sup> )	Ruído (%)	N°CT (HU)	Uniformidade do N°CT (HU)
Center	4,98	6,29	81,30 ± 33,94	-
Left	4,98	-	103,39 ± 36,64	22,09
Right	4,98	-	114,98 ± 35,35	33,68
Top	4,98	-	55,03 ± 46,04	26,27
Bottom	4,98	-	62,92 ± 42,75	18,38

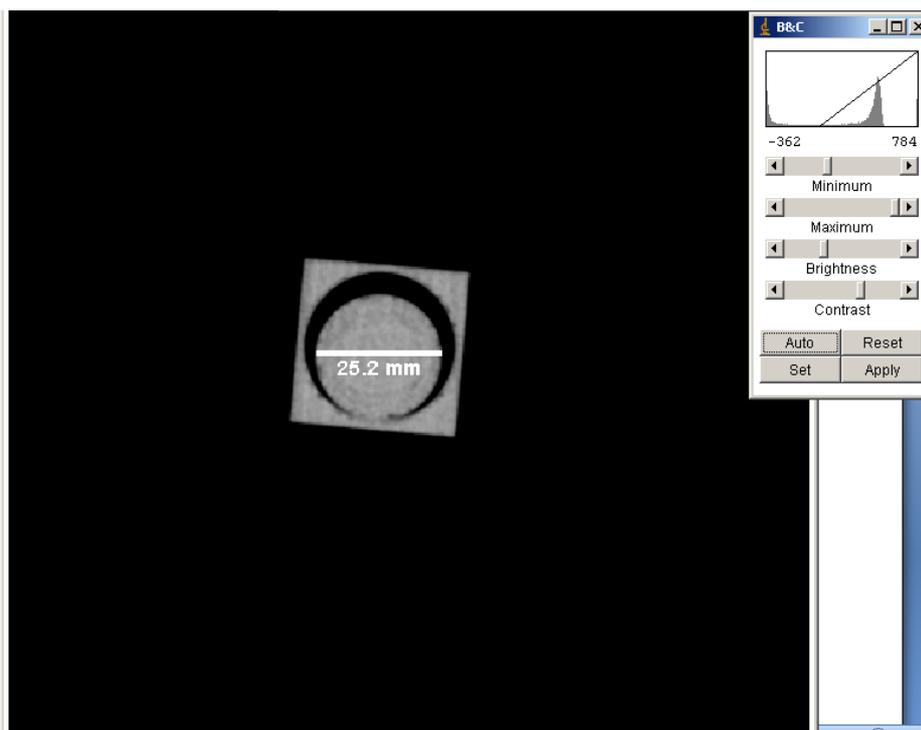
Em relação à camada com orifícios do objeto quadrante, selecionou-se uma imagem da sequência de imagens tomográficas e mediram-se os diâmetros dos orifícios conforme a Figura 29.



**Figura 29 - Imagem axial tomográfica da camada com orifícios do objeto quadrante.**

Na Figura 29 notou-se que os orifícios com 1 mm de diâmetro das duas fileiras apresentaram borramentos prejudiciais à diferenciação entre o material ABSplus e o ar.

Em relação ao objeto EVP, selecionou-se uma imagem da sequência de imagens tomográficas e realizou-se um janelamento em brilho e contraste para observar-se o grau de borramento e a diferenciação entre a atenuação do material ABSplus e do ar, como mostra a Figura 30.



**Figura 30 - Imagem axial tomográfica do objeto EVP.**

Na Figura 30, notou-se que as características geométricas do objeto EVP puderam ser observadas com borramentos irrelevantes quanto às alterações no contraste do material ABSplus e o ar.

### **3.2 Resultados Experimentais Obtidos Por Meio do Equipamento Planmeca ProMax 3Ds**

Em uma imagem, da sequência de imagens tomográficas do reservatório de acrílico, delimitaram-se cinco ROI's circulares com áreas aproximadamente iguais a  $0,25 \text{ cm}^2$  e mediram-se os valores médios de  $N^{\circ}\text{CT}$  para cada região de interesse conforme a Figura 31.

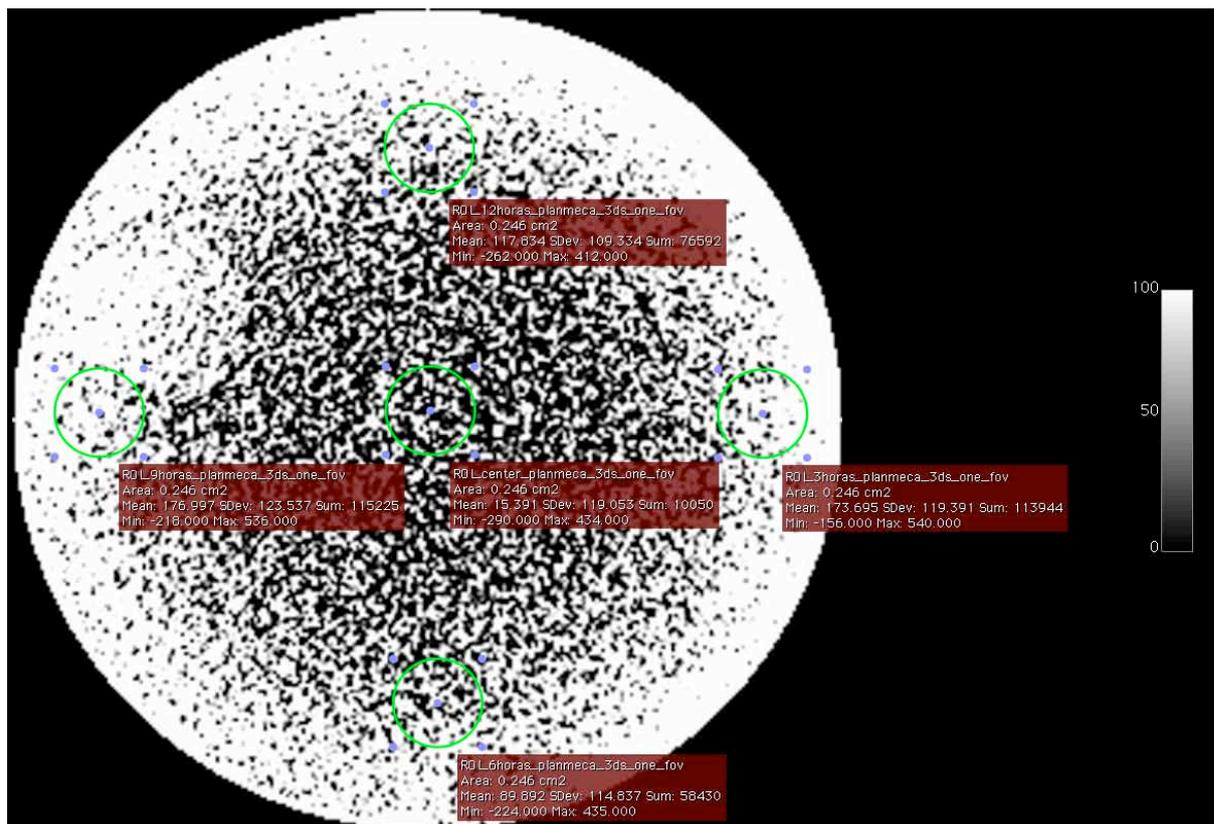


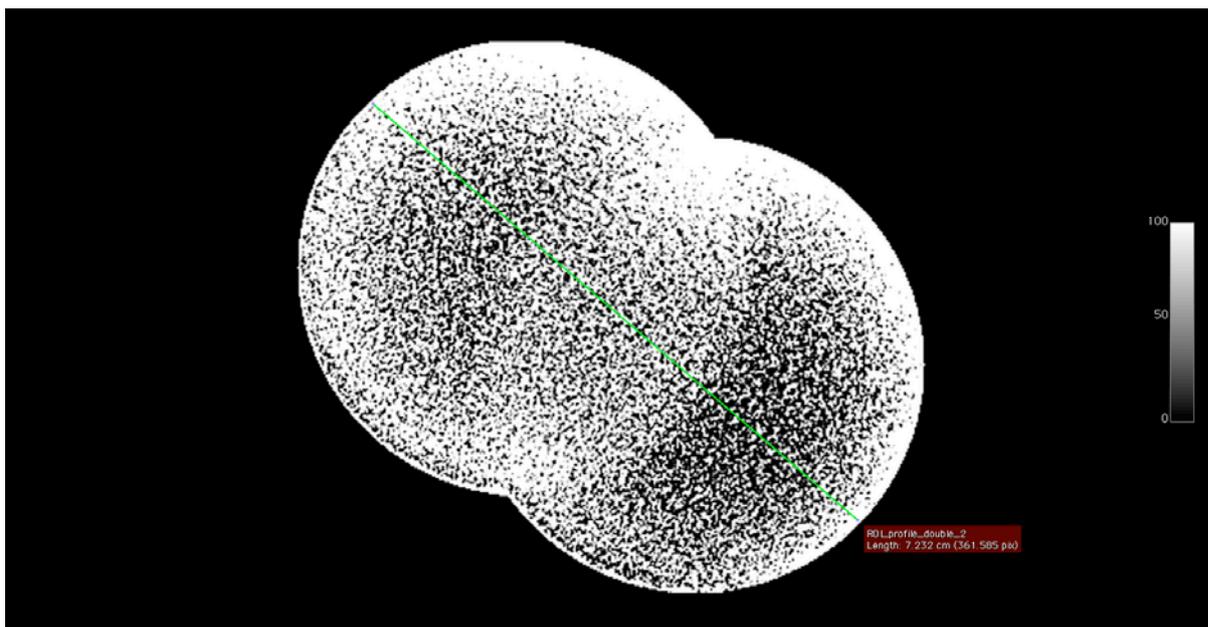
Figura 31 - Delimitação de cinco ROI's numa imagem axial do reservatório de acrílico.

Após as medidas realizadas por meio da delimitação das cinco ROI's calcularam-se a uniformidade do N°CT para as ROI's periféricas e o nível de ruído para a região central por meio das equações (7) e (5) respectivamente. Os resultados referentes à uniformidade e ao nível de ruído encontram-se na Tabela 9.

Tabela 9 - Uniformidade do N°CT (HU) e ruído de uma imagem do reservatório de acrílico.

ROI	Área (cm <sup>2</sup> )	Ruído (%)	N°CT (HU)	Uniformidade do N°CT (HU)
12 horas	0,25	-	117,83 ± 109,33	102,44
6 horas	0,25	-	89,89 ± 114,84	74,50
3 horas	0,25	-	173,70 ± 119,40	158,31
9 horas	0,25	-	176,99 ± 123,54	161,60
Center	0,25	11,90	15,39 ± 119,05	-

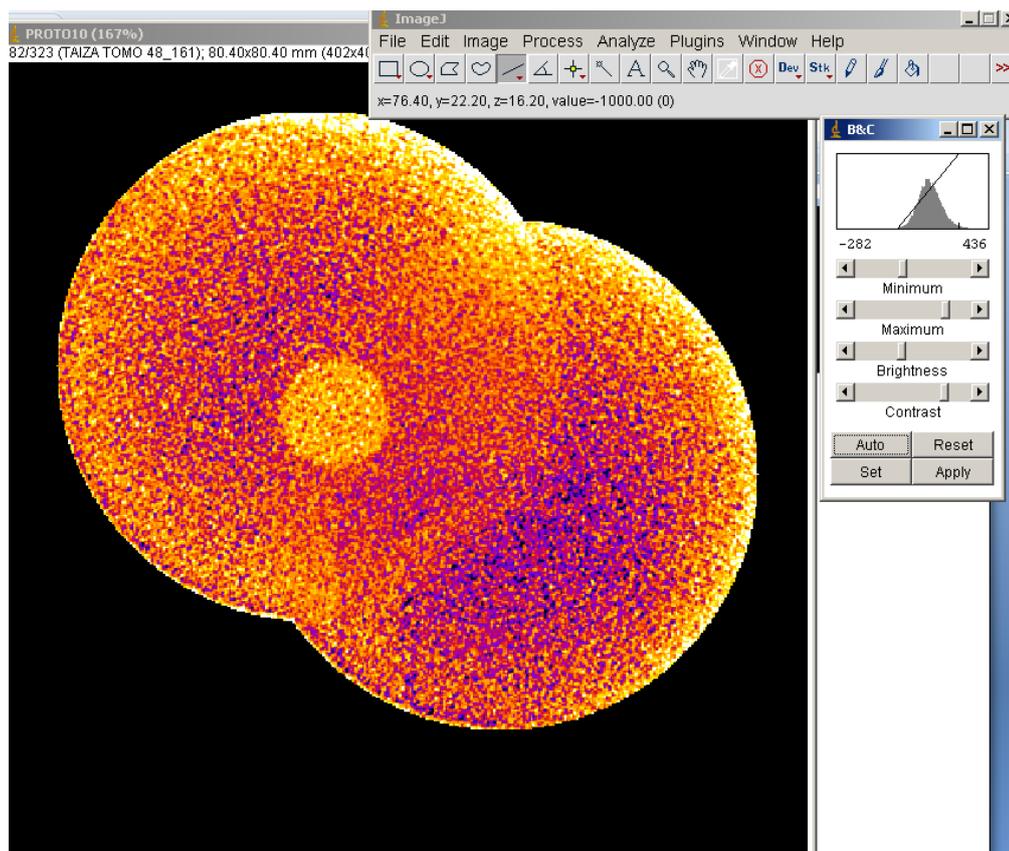
Logo após, selecionou-se uma imagem tomográfica do reservatório de acrílico preenchido com água referente à aquisição tomográfica com a sobreposição parcial de dois FOV's, como mostra a Figura 32.



**Figura 32 – Imagem axial tomográfica do reservatório de acrílico preenchido com água.**

Na Figura 32, qualitativamente, observou-se que a imagem com a sobreposição parcial dos FOV's apresentou característica ruidosa. Além disso, pôde-se observar a presença de possíveis artefatos semelhantes à continuidade da geometria de um FOV em relação ao outro. Ou seja, do ponto de vista da resolução em contraste, pôde-se observar na imagem uma explícita alteração em contraste para um mesmo material que, neste caso, representou a água.

Ademais, considerando-se a sequência de imagens tomográficas realizada sobre o objeto EVP, selecionou-se uma das imagens referentes à aquisição com sobreposição parcial dos FOV's. Com o intuito de evidenciar os tons de cinza referentes ao objeto EVP, utilizou-se o comando, do software ImageJ 1.44k, denominado *Image* → *Lookup Tables* → *Fire* e realizou-se um janelamento em brilho e contraste na imagem, como mostra a Figura 32.



**Figura 33. Imagem axial tomográfica do objeto EVP com sobreposição dos FOV's.**

Na Figura 33, primeiramente, pôde-se observar a presença de elevado ruído na imagem. Ademais, a imagem tomográfica mostrou que o sistema de detecção não apresentou condições de demonstrar alterações em contraste, ocasionando numa diferenciação limitada entre a geometria do objeto EVP e o conteúdo de água adjacente, ou seja, demonstrando o nítido efeito de volume parcial.

### 3.3 ANÁLISE DOS RESULTADOS

A análise dos resultados foi realizada mediante os parâmetros previstos pelo manual de desempenho dos equipamentos da ANVISA, de acordo com o que segue.

#### 3.3.1 Uniformidade do Número CT

Os valores calculados para a uniformidade de N°CT, de acordo com as Tabelas 7, 8 e 9, não apresentaram concordância com os valores previstos pelo manual de desempenho de equipamentos da ANVISA o qual prevê, em caso de

ensaio de aceitação ou levantamento de informações para linha de base, valores de uniformidade dentro de  $\pm 5$  HU, e, em caso de teste de constância, se o desvio em relação ao valor de referência estiver dentro de  $\pm 2$  HU. Portanto, as imagens adquiridas não apresentaram uniformidade de N°CT de acordo com o previsto.

### 3.3.2 Ruído

Qualitativamente, de uma maneira geral, todas as imagens tomográficas adquiridas apresentaram características referentes ao elevado nível de ruído. No entanto, por meio dos resultados obtidos, pôde-se quantificar o nível de ruído presente em algumas imagens tomográficas. A Tabela 10 apresenta um resumo dos resultados referentes ao ruído obtidos para uma imagem de cada aquisição tomográfica realizada.

**Tabela 10 – Nível de ruído para as imagens tomográficas obtidas.**

<b>Equipamento</b>	<b>Imagem Tomográfica</b>	<b>Ruído (%)</b>
i-CAT	Reservatório PET	3,20
	Objeto quadrante	6,29
Planmeca ProMax 3Ds	Reservatório de Acrílico	11,90

Ademais, cabe salientar que, de acordo com Seeram (1997), o ruído em CT refere-se à flutuação estatística dos números CT de ponto a ponto na imagem tomográfica de um material uniforme tal como a água. Neste caso, o ruído apresentou-se como um fator determinante da resolução em contraste e, em menor grau, da resolução espacial, afetando a qualidade geral da imagem. No entanto, mesmo calculando-se o nível de ruído apresentado pelos equipamentos CBCT não pôde-se concluir sobre concordância em relação aos valores previstos pelo manual de desempenho de equipamentos da ANVISA, pois os fabricantes não informaram os valores de ruídos referentes à linha de base dos equipamentos os quais são necessários aos ensaios de aceitação dos mesmos. Cabe salientar que o manual de desempenho de equipamentos da ANVISA destaca que, em caso de ensaio de aceitação ou levantamento de informações para linha de base, deve-se verificar se o valor do ruído é menor ou igual ao valor especificado pelo fabricante. Nos testes de constância, a variação em relação à linha de base deve estar dentro de  $\pm 10\%$  ou 0,2 HU, o que for maior.

### **3.3.3 Resolução em Contraste**

Nas imagens tomográficas adquiridas nos dois equipamentos, a resolução em contraste foi prejudicada pelo elevado nível de ruído constatado e, de certa forma, inerente aos sistemas de CBCT investigados. Ademais, cabe salientar que, segundo Seeram (1997), a resolução em contraste, ou resolução em tecidos, é a habilidade do sistema de detecção de CT em demonstrar pequenas alterações no contraste dos tecidos. No entanto, as imagens tomográficas mostraram que os sistemas de CBCT investigados não apresentaram resolução em baixo contraste satisfatória o que, de certa forma, apresentou-se como algo inerente aos sistemas investigados em função, do elevado nível de ruído, baixas intensidades de correntes elétricas nos tubos de raios X e, conseqüentemente, fluxo de fótons reduzido.

### **3.3.4 Resolução Espacial**

Em relação à imagem do objeto quadrante, adquirida no equipamento i-CAT, notou-se que os orifícios com 1 mm de diâmetro das duas fileiras apresentaram borramentos prejudiciais à diferenciação entre o material ABSplus e o ar. No entanto, os padrões de deposição de material ABSplus do protótipo puderam ser definidos juntamente aos outros orifícios. Em relação ao objeto EVP, as características geométricas puderam ser observadas com borramentos irrelevantes quanto as alterações no contraste do material ABSplus e o ar.

No entanto, nas imagens adquiridas no equipamento Planmeca 3D s não puderam-se diferenciar os objetos com diferentes atenuações separados por pequenas distâncias, o que, neste caso, foram representados pelo objeto EVP e a água.

## CONCLUSÃO

Neste estudo foram investigados parâmetros físicos relacionados com a qualidade das imagens obtidas em dois equipamentos de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico. O estudo realizado baseou-se nas Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico do Ministério da Saúde, Secretaria de Vigilância Sanitária – Portaria 453 de 01 de junho de 1998, e nos testes de desempenho de equipamentos e segurança da Agência Nacional de Vigilância Sanitária.

No contexto desta investigação, desenvolveram-se objetos atenuadores de radiação por meio de prototipagem rápida e analisaram-se qualitativamente e quantitativamente a uniformidade do N°CT e o nível de ruído de imagens adquiridas em dois equipamentos CBCT. Ademais, analisaram-se qualitativamente a resolução em contraste e a resolução espacial.

Os resultados obtidos em relação a uniformidade do N°CT não apresentaram concordância com os valores previstos pelo manual de desempenho de equipamentos da ANVISA o qual prevê, em caso de ensaio de aceitação ou levantamento de informações para linha de base, valores de uniformidade dentro de  $\pm 5$  HU, e, em caso de teste de constância, se o desvio em relação ao valor de referência estiver dentro de  $\pm 2$  HU. Portanto, as imagens adquiridas não apresentaram uniformidade de N°CT de acordo com o previsto.

Em relação aos resultados sobre o nível de ruído apresentado pelas aquisições tomográficas não pôde-se concluir sobre concordância em relação aos valores previstos pelo manual de desempenho de equipamentos da ANVISA, pois os fabricantes não informaram os valores de ruídos referentes à linha de base dos equipamentos os quais são necessários aos ensaios de aceitação dos mesmos.

Em relação à resolução em contraste, as imagens tomográficas mostraram que os sistemas de CBCT investigados não apresentaram resolução em baixo contraste satisfatória o que, de certa forma, apresentou-se como algo inerente aos sistemas investigados em função do elevado nível de ruído, baixas intensidades de correntes elétricas nos tubos de raios X e, conseqüentemente, fluxo de fótons reduzido.

Em relação à resolução espacial, na imagem do objeto quadrante, adquirida no equipamento i-CAT, notou-se que os orifícios com 1 mm de diâmetro das duas

fileiras apresentaram borramentos prejudiciais à diferenciação entre o material ABSplus e o ar. No entanto, os padrões de deposição de material ABSplus do protótipo puderam ser definidos juntamente aos outros orifícios. Em relação ao objeto EVP, as características geométricas puderam ser observadas com borramentos irrelevantes quanto às alterações no contraste do material ABSplus e o ar.

No entanto, nas imagens adquiridas no equipamento Planmeca 3D s não puderam-se diferenciar os objetos com diferentes atenuações separados por pequenas distâncias, o que, neste caso, foram representados pelo objeto EVP e a água.

Os resultados obtidos foram comparados com os parâmetros previstos pelo manual de desempenho de equipamentos da ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária) onde se constatou que os valores medidos e calculados não estiveram de acordo com o previsto pelo mesmo. Além disso, a discrepância entre os valores previstos e os medidos e calculados mostra que os equipamentos devem ser submetidos a testes de controle da qualidade e que estudos sobre os princípios de garantia e controle da qualidade em CBCT devem ser realizados visando uma implementação desses programas aos testes de desempenho da ANVISA. Por fim, como sugestão de continuidade ao estudo, devem-se desenvolver metodologias de aquisições tomográficas e de análise dos resultados que possam ser aplicados em diversos modelos de equipamentos CBCT.

## REFERÊNCIAS

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

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.

CHEN, B.; NING R. **Cone-Beam Volume CT Breast Imaging: Feasibility Study.** *Med. Phys.* 2002; 29: 755 – 770.

CHO, P. S. et al. **Cone-beam CT for Radiotherapy Applications.** *Phys Med Biol* 1995;40:1863–1883.

DALY, M. J. et al. **Intraoperative Cone-Beam CT for Guidance of Head and Neck Surgery: Assessment of Dose and Image Quality Using a C-arm Prototype.** *Med Phys* 2006;33:3767–80.

DÖRFLER, A. et al. **Rotational Flat-Panel Computed Tomography in Diagnostic and Interventional Neuroradiology.** *Rofa* 2008; 180: 891 – 898.

FAHRIG, R. et al. **Use of a C-arm System to Generate True Three-Dimensional Computed Rotational Angiograms: Preliminary in Vitro and in Vivo Results.** *AJNR - American Journal of Neuroradiology.* 1997; 18: 1507–1514.

GLICK, S.J. **Breast CT.** *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 2007; 9: 501–526.

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.

HASHIMOTO, K., et al. **A Comparison of a New Limited Cone Beam Computed Tomography Machine for Dental Use with a Multi – Detector Row Helical CT Machine.** *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 95. 371 - 377, 2003.

HOUNSFIELD, G. N. **Computerized Transverse Axial Scanning (Tomography): Description of the System.** *British Journal of Radiology* 46, p.1016 – p.1022, 1973.

JAFFRAY, D. A. et al. **A Radiographic and Tomographic Imaging System Integrated into a Medical Linear Accelerator for Localization of Bone and Soft-Tissue Targets.** *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999; 45: 773–789.

KHOURY, A. et al. **Intraoperative Cone-Beam CT for Image-Guided Tibial Plateau Fracture Reduction.** *Comput Aided Surg* 2007; 12: 195–207.

\_\_\_\_\_. **Intraoperative Cone-Beam CT for Correction of Periaxial Malrotation of the Femoral Shaft: a Surface-Matching Approach.** *Med Phys* 2007; 34: 1380–87.

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.

MAH, J.; HATCHER, D. **Three-Dimensional Craniofacial Imaging.** *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 126. 308 – 309, 2004.

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.

MOORE, C. J. et al. **Developments in and Experience of Kilovoltage X-ray Cone Beam Image-Guided Radiotherapy.** *Br. J. Radiol.* 2006; 79 (Spec No 1): 66–78.

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.

NHS – PURCHASING AND SUPPLY AGENCY – CEP – CENTRE FOR EVIDENCE – BASED PURCHASING. **Evaluation Report: Dental Cone Beam Computed Tomography (CBCT) Systems.** CEP10048, March 2010.

ORTH, R. C. et al. **C-arm Cone-Beam CT: General Principles and Technical Considerations for use in Interventional Radiology.** Technology Assessment Committee of the Society of Interventional Radiology. *J Vasc. Interv. Radiol.* 2008; 19: 814 – 820.

PELTONEN, L. I. et al. **Limited cone-beam computed tomography imaging of the middle ear: a comparison with multislice helical computed tomography.** *Acta Radiol.* 2007; 48: 207–212.

QUERESHY, F. A., et al. **Applications of Cone Beam Computed Tomography in the Practice of Oral and Maxillofacial Surgery.** *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 66, 791 – 796, 2008.

RAFFERTY, M. A. et al. **Intraoperative Cone-Beam CT for Guidance of Temporal Bone Surgery.** *Otolaryngol Head Neck Surg* 2006; 134: 801–808.

RASBAND W. S. **ImageJ.** National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA. Disponível em: <<http://rsb.info.nih.gov/ij/>>. Último acesso em novembro de 2010.

RATIB, Osman; ROSSET, Antoine; Heuberger, Joris. **OsiriX Imaging Software – Advanced Open Source PACS Workstation DICOM Viewer.** USA. Disponível em: < [www.osirix-viewer.com](http://www.osirix-viewer.com)>. Último acesso em novembro de 2010.

ROBB, R. A. **The Dynamic Spatial Reconstructor: an X-Ray Video-Fluoroscopic CT Scanner for Dynamic Volume Imaging of Moving Organs.** *IEEE Trans Med Imaging* 1982; 1: 22–33.

SAINT – FÉLIX, D. et al. **In Vivo Evaluation of a New System for 3D Computerized Angiography.** *Phys. Med. Biol.* 1994;39: 583–595.

SCARFE, W. C. et al. **Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice.** *J. Can. Dent. Assoc.* 2006; 72: 75–80.

SEDENTEXCT – Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-Ray Modality. **Phantom 1<sup>st</sup> Prototype and QA Software 1<sup>st</sup> Beta Results (Project Number 212246).** V. 1.0, June 2009. The European Atomic Energy Community (EURATOM).

SEDENTEXCT – Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-Ray Modality. **Completed Testing and Comparison of the Various CBCT and MSCT with the Phantom Models for Segmentation, Linear and Diagnostic Accuracy *in vitro* (Project Number 212246).** V. 1.1, October 2009. The European Atomic Energy Community (EURATOM).

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<sup>os</sup> 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.

SILVER, M. D. et al. **Volume CT of Anthropomorphic Phantoms Using a Radiation Therapy Simulator.** In: Shaw R, ed. *Medical Imaging VI: Instrumentation: Proceedings of SPIE* 1992; 1651: 197–211.