

FRANCINE KÜHL PANZARELLA DE FIGUEIREDO

**AVALIAÇÃO DA PRECISÃO DE IMAGENS AXIAIS OBTIDAS POR  
TOMÓGRAFOS COMPUTADORIZADOS QUE UTILIZAM O PRINCÍPIO DO FEIXE  
CÔNICO**

CAMPINAS  
2009

FRANCINE KÜHL PANZARELLA DE FIGUEIREDO

**AVALIAÇÃO DA PRECISÃO DE IMAGENS AXIAIS OBTIDAS POR  
TOMÓGRAFOS COMPUTADORIZADOS QUE UTILIZAM O PRINCÍPIO DO FEIXE  
CÔNICO**

Tese apresentada ao Centro de Pós-Graduação São Leopoldo Mandic, para a obtenção do grau de Doutor em Odontologia.

Área de concentração: Clínicas Odontológicas

Orientador: Prof. Dr. José Luiz Cintra Junqueira

CAMPINAS  
2009

**Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"**

F475a Figueiredo, Francine Kühn Panzarella de.  
Avaliação da precisão de imagens axiais obtidas por tomógrafos computadorizados que utilizam o princípio do feixe cônico / Francine Kühn Panzarella de Figueiredo. – Campinas: [s.n.], 2009.  
130f.: il.

Orientador: José Luiz Cintra Junqueira.  
Tese (Doutorado em Clínicas Odontológicas) – C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Tomografia computadorizada por raios X. 2. Tomógrafos computadorizados. 3. Radiologia. I. Junqueira, José Luiz Cintra. II. C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação. III. Título.

**C.P.O. - CENTRO DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS  
SÃO LEOPOLDO MANDIC**

**Folha de Aprovação**

**PARA: Francine KühI Panzarella de Figueiredo**

**TESE:** “Avaliação da precisão de imagens axiais obtidas por tomógrafos computadorizados que utilizam o princípio do feixe cônico”

O aluno acima indicado apresentou aquela TESE junto ao Centro de Pós-Graduação, para obtenção do grau de Doutor em Odontologia, área de concentração: **Clínicas Odontológicas**, em **02** de fevereiro de **2.009**, e após apreciação pela Comissão Examinadora abaixo nominada, foi considerada aprovada.

Prof. Dr. José Luiz Cintra Junqueira – Presidente

Prof. Dr. Orivaldo Tavano – Membro

Profa. Dra. Agenor Montebello Filho – Membro

Prof. Dr. Claudio Costa – Membro

Prof. Dr. André Pinheiro de Magalhães Bertoz - Membro

*Dedico este trabalho*

*Aos meus pais, **Domingos e Regina**, por toda dedicação e educação ao longo da minha vida. Recebam meu respeito, amor e minha gratidão eterna.*

*Ao meu amor **Otávio**, pela compreensão e carinho durante minha caminhada, e pelo constante apoio e incentivo às minhas conquistas.*

*Ao nosso **Maurício**, por transformar nossas vidas, me permitir conhecer o amor de mãe e formar uma família.*

## AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. José Luiz Cintra Junqueira, pelas oportunidades oferecidas, pela confiança e incentivo desde os meus primeiros passos na Radiologia e também pela orientação neste trabalho.

Ao Prof. Dr. Cláudio Costa, pela ajuda na elaboração da idéia da pesquisa e nos testes preliminares com seu tomógrafo i-CAT™ e, pela dedicação ao compartilhar seus conhecimentos com responsabilidade e profissionalismo.

Ao Prof. Dr. Márcio Buscatti, pela orientação no projeto piloto e pelo grande incentivo.

Ao amigo Eng. Sérgio Luiz Righetto, pela confecção do *phantom*.

À Mitutoyo Sul Americana Ltda, e em especial ao Eng. Carlos Kazuo Suetake, pela calibração dimensional do *phantom*.

Ao tradutor Carlos H. Mannocci, pela grande colaboração nas traduções dos artigos.

Aos estatísticos Rafael Pimentel Maia e César Augusto de Freitas Anselmo pela complexa elaboração da análise estatística dos dados.

Prof. Dr. Marcelo Lucchesi Teixeira, pela revisão do texto, compartilhando seus conhecimentos e idéias.

“Em relação a todos os atos de iniciativa e criação, existe uma verdade fundamental, cujo desconhecimento mata inúmeras idéias e planos esplêndidos: a de que no momento em que nos comprometemos, a providência move-se também.

Toda uma corrente de acontecimentos brota da decisão, fazendo surgir a nosso favor toda a sorte de incidentes, encontros e assistência material que nenhum homem sonharia que viesse em sua direção.

O que você possa fazer ou sonha que possa fazer, faça.

Coragem contém genialidade, poder e magia. Comece agora.”

**GOETHE**

## RESUMO

Os objetivos deste estudo foram avaliar e comparar a precisão de imagens axiais adquiridas nos dois sistemas CBCT: i-CAT™ (Imaging Sciences International, EUA) e NewTom 3G™ (Quantitative Radiology, Itália). Protocolos de aquisição de imagem com diferentes resoluções espaciais foram usados para avaliar: quais são os protocolos de aquisição de imagem mais precisos; se existem diferenças estatísticas relacionadas à precisão das medidas obtidas por estes protocolos; se existem discrepâncias entre os valores comparados que pode interferir na correta indicação do protocolo para cada caso; e ainda, a aplicação clínica destes protocolos de ambos os sistemas CBCT. Para o experimento, foi realizada a calibração dimensional de um phantom cilíndrico com dimensões de 5 cm de diâmetro e 10 cm de comprimento, e posteriormente ele foi escaneado pelos tomógrafos usando-se os protocolos com campos de imagem de 13 cm e 20 cm no i-CAT™ e de 6, 9 e 12 polegadas no NewTom 3G™. De acordo com a metodologia aplicada, observou-se que: entre os protocolos do i-CAT™ testados, os de 13 cm 20s 0,3mm e 13 cm 20s 0,4mm foram os que apresentaram menores desvios-padrão, comparados aos demais, sendo o protocolo 13 cm 20s 0,3 mm o mais preciso; entre os protocolos do NewTom 3G™ testados, os de 9" 0,25 mm e de 6" 0,16 mm foram os mais precisos; e estatisticamente os dois tomógrafos foram igualmente precisos, usando-se um nível de significância de 5%, não apresentando melhores resultados um em relação ao outro. Os resultados obtidos neste estudo mostram que todas as medidas lineares obtidas nos protocolos apresentaram valores inferiores aos do phantom, tanto para as medidas horizontais como para as verticais, sendo que essa diferença sempre foi menor que 1,0mm, com exceção nos protocolos de grande campo de visão. Portanto, há discrepâncias entre os valores comparados que devem ser consideradas na indicação do protocolo de aquisição de imagem mais adequado à necessidade de cada caso, sendo o radiologista o profissional mais preparado para tal.

## ABSTRACT

This study evaluates and compares the accuracy and precision of axial images acquired on both CBCT systems: i-CAT™ (Imaging Science International, USA) and NewTom 3G™ (Dental Volumetric Tomography - Quantitative Radiology, Italy). Protocols of image acquisition with a variety of spatial resolution were used to evaluate: which are the most precise protocols, to verify if there are any significant statistical differences regarding the accuracy and precision on the measurements of these images, if there is any sort of discrepancy found on the evaluated measurements that might interfere when it comes to prescribe the correct protocol for each case and also, the clinical application of these protocols using both CBCT systems. For the experiment, a cylindrical phantom with 5cm of diameter and 10cm of length was scanned in the tomography using protocols of field of view of 13cm and 20cm in the i-CAT™, and field of view of 6, 9 and 12 inches in NewTom 3G™. According to the applied methods, observed that i-CAT™ protocols tested of 13cm 20s 0,3mm e 13cm 20s 0,4mm presented higher accuracy among them all. The protocol of 13cm 20s 0,3 mm showed accuracy at the most. As per the NewTom 3G™, both the protocols of 9" 0,25 mm and the 6" 0,16 mm presented higher accuracy. For statistics purpose, both tomographies, at 5% of significance, were identically precise. The results of this study showed that all the measurements obtained in the protocols presented lower values compared to the phantom, either horizontal or vertical measurements, and these differences were always less than 1,0 mm, except on protocols of large field of view. Therefore, there are discrepancies among the values that must be taken into consideration when deciding which acquisition protocol is appropriate for each case, and the radiologist is the professional able to make such decision.

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	- Bidimensional
3D	- Tridimensional
ANOVA	- Análise de Variância
ATM	- Articulação Temporomandibular
CAD	- Computer Aided Design (Desenho Assistido por Computador)
CBCT	- Cone Beam Computadorized Tomograph (Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico)
CCD	- Charge - Coupled Device (Dispositivo de Carga Acoplada)
DICOM	- Digital Imaging and Communication in Medicine (Imagem digital e comunicação em Medicina)
DVT	- Digital Volume Tomogram (Tomogramas Digitais de Volume)
FOV	- Fields of View (Campos de Visão)
FPD	- Flat Panel Detector (Detector de Painel Plano)
IID	- Intensifier Imaging Detector (Detector Intensificador de Imagem)
IRO	- Instituto de Radiodiagnóstico Odontológico
Lp/mm	- pares de linha por milímetro
mA/s	- Miliampére por segundo
MDCT	- Multi-detector Computadorized Tomograph (Tomografia Computadorizada de Fileira Multidetectora)
MSCT	- Multi-slice Computadorized Tomograph (Tomografia Computadorizada de Fileira Multifatia)
MTF	- Modulation Transfer Function (Função de Transferência de Modulação)
SCT	- Spiral Computadorized Tomograph (Tomografia Computadorizada Espiral)
TC	- Tomografia Computadorizada
TCFC	- Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico
TLD	- Termo (Dosímetros Termoluminescentes)
UH	- Unidade Hounsfield

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Princípios da TC convencional (esquerda) e da CBTC (direita).....	15
Figura 2 - Tomógrafo NewTom 3G™ .....	18
Figura 3 - Tomógrafo i-CAT™ .....	19
Figura 4 - Tomógrafo 3DX.....	43
Figura 5 - Aparelho CB Mercuray™ .....	46
Figura 6 - Imagens transversais da mandíbula produzida pela SCT e pela CBCT.....	49
Figura 7 - Tanque acrílico com o crânio humano para escaneamento no sistema CBTC .....	69
Figura 8 - Projeto do <i>phantom</i> em CAD .....	73
Figura 9 - Imagem do <i>phantom</i> com as coordenadas A1, B1, C1 e D1. ....	74
Figura 10 - Identificação das coordenadas do <i>phantom</i> .....	74
Figura 11 - Esquema de posicionamento do <i>phantom</i> .....	76
Figura 12 - Posicionamento do <i>phantom</i> no NewTom 3G™ .....	76
Figura 13 - Posicionamento do <i>phantom</i> no i-CAT™ .....	77
Figura 14 - Imagem das marcas do óxido de zinco e eugenol tipo III. ....	79
Figura 15 - <i>Box-plot</i> para a distância A-B por protocolo e imagem axial.....	81
Figura 16 - <i>Box-plot</i> para a distância C-D por protocolo e imagem axial. ....	82
Figura 17 - <i>Box-plot</i> para a distância A-B por protocolo.....	85
Figura 18 - <i>Box-plot</i> para a distância C-D por protocolo. ....	85
Figura 19 - <i>Box-plot</i> para os desvios padrões (dp) das imagens axiais por protocolo, da distância A-B.....	90
Figura 20 - <i>Box-plot</i> para os desvios padrões (dp) por protocolo, da distância C-D.....	90
Figura 21 - <i>Box-plot</i> para a distância A-B por protocolo e imagem axial.....	94
Figura 22 - <i>Box-plot</i> para a distância C-D por protocolo e imagem axial. ....	95

Figura 23 - <i>Box-plot</i> para a distância A-B por protocolo.....	96
Figura 24 - <i>Box-plot</i> para a distância C-D por protocolo. ....	96
Figura 25 - <i>Box-plot</i> para os desvios padrões (dp) das imagens axiais por protocolo, da distância A-B.....	100
Figura 26 - <i>Box-plot</i> para os desvios padrões (dp) das imagens axiais por protocolo da distância A-B.....	100

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Principais características dos modelos de aparelhos de CBCT disponíveis comercialmente na atualidade Continua.....	33
Tabela 2 - Valores de média e desvio padrão para a distância A-B segundo as imagens axiais e protocolos.....	83
Tabela 3 - Valores de média e desvio padrão para a distância C-D segundo as imagens axiais e protocolos.....	83
Tabela 4 - Valores de média e desvio padrão por protocolo (sem fazer distinção por imagem axial). .....	84
Tabela 5 - ANOVA para a distância A-B e os fatores axial e protocolo.....	86
Tabela 6 - ANOVA para a distância A-B apenas o fator protocolo. ....	86
Tabela 7 - Teste de Tukey para comparação dos protocolos.....	87
Tabela 8 - ANOVA para a distância C-D e os fatores axial e protocolo. ....	88
Tabela 9 - ANOVA para a distância C-D apenas o fator protocolo.....	88
Tabela 10 - Teste de Tukey para comparação dos protocolos - Distância C-D. ....	89
Tabela 11 - Teste de Wilcoxon para comparar os desvios padrões das imagens axiais entre os protocolos. Distância A-B.....	91
Tabela 12 - Teste de Wilcoxon para comparar os desvios padrões das imagens axiais entre os protocolos. Distância C-D. ....	91
Tabela 13 - Valores de média e desvio padrão para a distância A-B segundo as imagens axiais e protocolos.....	92
Tabela 14 - Valores de média e desvio padrão para a distância C-D segundo as imagens axiais e protocolos.....	93
Tabela 15 - Valores de média e desvio padrão por protocolo (sem fazer distinção por imagem axial). .....	93
Tabela 16 - ANOVA para a distância A-B e os fatores imagem axial e protocolo.....	97
Tabela 17 - ANOVA para a distância A-B e os fatores imagem axial e protocolo.....	97
Tabela 18 - Teste de Tukey para comparação dos protocolos - Distância A-B.....	98
Tabela 19 - ANOVA para a distância C-D e os fatores imagem axial e protocolo.....	98

Tabela 20 - ANOVA para a distância C-D e os fatores imagem axial e protocolo.....	98
Tabela 21 - Teste de Tukey para comparação dos protocolos - Distância C-D .....	99
Tabela 22 - Teste de Tukey para comparação das imagens axiais - Distância C-D .....	99
Tabela 23 - Teste de Wilcoxon para compara os desvios padrões das imagens axiais entre os protocolos. Distância A-B.....	101
Tabela 24 - Teste de Wilcoxon para compara os desvios padrões das imagens axiais entre os protocolos. Distância C-D. ....	101
Tabela 25 - ANOVA - Distância A-B.....	102
Tabela 26 - Resultados do teste de comparações múltiplas de Tukey, Distância A-B.....	103
Tabela 27 - ANOVA - Distância C-D. ....	103
Tabela 28 - Resultados do teste de Mann-Whitney - distância A-B. ....	104
Tabela 29 - Resultados do teste de Mann-Whitney - distância C-D.....	104
Tabela 31 - Características comparativas dos tomógrafos avaliados: .....	109
Tabela 32 - Revisão sistemática dos trabalhos descritos na revisão da literatura.....	118

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>14</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b>	<b>17</b>
<b>2.1</b>	<b>Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (CBCT)</b>	<b>17</b>
<b>2.1.1</b>	<i>Componentes mecânicos e aquisição da imagem CBCT</i>	<b>22</b>
<b>2.1.2</b>	<i>Características da imagem CBCT</i>	<b>25</b>
<b>2.2</b>	<b>Precisão e acuidade das medidas obtidas de imagens na CBCT</b>	<b>35</b>
<b>3</b>	<b>PROPOSIÇÃO</b>	<b>71</b>
<b>4</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>72</b>
<b>4.1</b>	<b>Materiais utilizados</b>	<b>72</b>
<b>4.2</b>	<b>Confecção do phantom</b>	<b>72</b>
<b>4.3</b>	<b>Calibração dimensional do phantom</b>	<b>73</b>
<b>4.4</b>	<b>Aquisição das imagens</b>	<b>74</b>
<b>4.5</b>	<b>Mensuração das imagens</b>	<b>78</b>
<b>4.6</b>	<b>Análise estatística</b>	<b>79</b>
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>80</b>
<b>5.1</b>	<b>Tomógrafo i-CATTM</b>	<b>80</b>
<b>5.2</b>	<b>Tomógrafo NewTom 3GTM</b>	<b>92</b>
<b>5.3</b>	<b>Comparação entre os tomógrafos</b>	<b>102</b>
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO</b>	<b>105</b>
<b>7</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	<b>121</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>122</b>
	<b>ANEXO A - Folha de Aprovação do Comitê de Ética</b>	<b>127</b>
	<b>ANEXO B - Autorização da IRO</b>	<b>128</b>
	<b>ANEXO C - Certificado de Calibração - Mitutoyo</b>	<b>129</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Os métodos de exame por imagem que estão ao alcance dos profissionais da Odontologia são muitos e difere quanto à informação oferecida, precisão, dose de radiação, facilidade de uso e custo, sendo, portanto, necessário que o profissional conheça as técnicas imaginológicas disponíveis, suas características, vantagens e inconvenientes. Pois, além das informações pertinentes ao exame e preservação dos tratamentos, a imagem é um documento de importância legal.

A tomografia computadorizada (TC) tem ocupado um lugar de grande destaque no planejamento de implantes dentários e há vários trabalhos científicos (Sukovic, 2003; Winter et al., 2005) demonstrando sua utilização clínica no que se refere à qualidade da imagem e à avaliação quantitativa do osso remanescente, medindo a acurácia e precisão de medidas lineares relativas à mandíbula e à maxila.

Embora os aparelhos de TC estejam tornando-se mais compactos, eles continuam a ser relativamente grandes e caros, e expondo o paciente a doses relativamente altas de radiação.

A técnica de obtenção de imagens pela TC de feixe cônico (*cone beam*), caracterizada pela rápida aquisição volumétrica de uma imagem com exposição do indivíduo à baixas doses de radiação X, representa uma grande inovação nos sistemas de obtenção de imagens tomográficas em Odontologia e subsequente reconstrução tridimensional.

Essa técnica usa um feixe de raios-X em forma de cone tridimensional,

incidente sobre uma área de detecção, ao invés do feixe em leque usado na tomografia computadorizada espiral (figura 1). O tubo promove uma rotação de  $360^{\circ}$  ao redor da cabeça do paciente, em sincronismo com a aquisição volumétrica, que se dá por um intensificador de imagens acoplado a um *Charge-Coupled Device* (CCD). Essa tecnologia utiliza os raios-X de maneira mais eficientemente, requer menos gasto de energia elétrica e permite o uso de componentes menores e mais baratos que aqueles do feixe de radiação em forma de leque (*fan beam*) Sukovic, 2003).

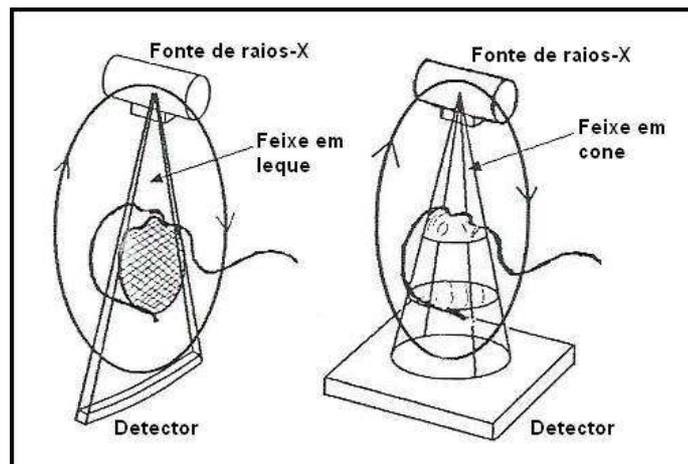


Figura 1 - Princípios da TC convencional (esquerda) e da CBCT (direita)

Fonte: Sukovic, 2003.

A TC de feixe cônico (CBCT) propicia a obtenção de imagens com menores doses de radiação e com custo reduzido, devido à sua tecnologia, capaz de produzir imagens com resolução espacial submilimétrica isotrópica, a TC de feixe cônico é indicada especialmente para a região dentomaxilofacial (Loubele et al., 2007).

A CBCT é uma modalidade para capturar imagens dentárias e ósseas, e

os novos métodos diagnósticos devem ser comparados para avaliar sua confiabilidade. Esta pesquisa avaliou e comparou a precisão das imagens axiais adquiridas nos tomógrafos i-CAT™ (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA) e NewTom 3G™ (Quantitative Radiology s.r.l, Verona, Veneto, Itália), seguindo protocolos de aquisição de imagens com diferentes resoluções espaciais, de forma que o Cirurgião-Dentista possa optar pelo exame mais seguro e adequado ao correto planejamento, com a melhor relação custo e benefício para cada indivíduo.

## **2 REVISÃO DA LITERATURA**

### **2.1 Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (CBCT)**

Em 1998 Mozzo et al. apresentaram um tipo de TC volumétrica que utiliza a técnica do feixe cônico ao invés da técnica tradicional do feixe em leque. A máquina, o tomógrafo NewTom QR-DVT 9000™ (NIM s.r.l., Verona, Veneto, Itália), é dedicada à captura de imagens dentomaxilofaciais, particularmente para o planejamento no campo da implantodontia. A aplicação de um software especial permite a realização da reformatação das imagens, podendo realizar imagens bidimensionais (2D), imagens panorâmicas, bem como as imagens tridimensionais (3D). Uma opção especial do software da máquina, permite, por meios de um marcador colorido, apontar detalhes anatômicos, como por exemplo o curso do canal mandibular, em uma imagem bidimensional e recuperá-la automaticamente em todas as outras imagens 2D.

Arai et al. (1999) publicaram um artigo sobre o desenvolvimento de um compacto aparelho de tomografia computadorizada volumétrica de feixe cônico (Cone Beam) limitado para uso dental, o Ortho-CT. Em aproximadamente dois anos depois desse feito, o aparelho tinha sido utilizado em aproximadamente 2000 casos para avaliar condições tais como dentes impactados, lesões apicais, e doenças no Departamento de Radiologia na Nihon University School of Dentistry Dental Hospital, demonstrando grande sucesso. Em 2000, essa tecnologia foi transferida a Morita Co Ltda através da Nihon University Business Incubation Center, passando a ser chamada de Accuitomo 3DX™.

Sukovic (2003), em seu artigo, forneceu uma breve visão geral da tecnologia de exame com feixe cônico e a comparou ao exame de feixe em leque usado em aparelhos de TC convencional. E comentou a introdução do “DentoCAT ”, um aparelho de TC de feixe cônico de baixo custo e relativamente pequeno dedicado a capturar imagens dentomaxilofaciais desenvolvidas na companhia Tecnologias Xoran. Foram apresentadas imagens geradas por este e uma avaliação de seu desempenho em termos da resolução espacial e da dose efetiva de radiação. Sua utilidade clínica do aparelho foi demonstrada apresentando os resultados obtidos associados a uma ferramenta de software de planejamento de implante. O autor citou outros aparelhos que usam essa tecnologia: CB MercuRay™ da Hitachi (Tóquio, Japão), Accuitomo 3DX™ da Morita Co Ltda (Tóquio, Japão), i-CAT™ da Imaging Sciences International (Hatfield, PA, EUA) e o NewTom QR-DVT 9000™ (Quantitative Radiology s.r.l, Verona, Itália).



Figura 2 - Tomógrafo NewTom 3G™

Fonte: Site Aperio, 2005.

Segundo Bueno et al. (2007), o pioneirismo desta técnica para Odontologia se deu no Japão por Arai et al.(1999), considerado o pai da tomografia “*Cone Beam*” na Odontologia (Universidade de Nihon, 1997). O protótipo desenvolvido constituía-se de um tomógrafo de alta resolução, modificando um aparelho Scanora™ (Soredex Corporation, Helsinki, Finland), chamado Ortho-CT. A seguir, Mozzo et al. (1998) foram responsáveis pelo primeiro tomógrafo comercial (NewTom 9000™). Entre os principais modelos no mercado mundial encontram-se: NewTom 3G™ (figura 2) e NewTom Plus™ (NewTom Dental), i-CAT™ (Xoran Technologies, Ann Arbor, Mich., e Imaging Sciences International, Hatfield, PA) (figura 3), Accuitomo 3DX™ (J. Morita MFG Corp, Japan), ProMax 3D™ (Planmeca), CB MercuRay™ (Hitachi), Iluma™ (Imtec Imaging), PreXion™ (TeraRecon), Galileos™ (Sirona) e Picasso™ (Ewoo).

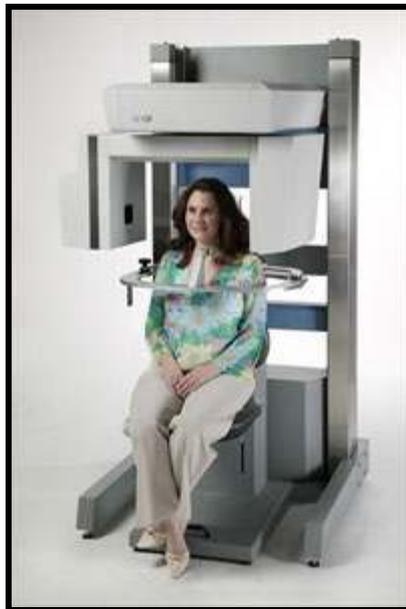


Figura 3 - Tomógrafo i-CAT™

Fonte: Cavalcanti, 2008.

De acordo com Aperio (2005) a aplicação da CBCT pode ocorrer em várias áreas da Odontologia, como por exemplo Implantodontia, Cirurgia Oral Menor, Traumatologia, Cirurgia Ortognática, Ortodontia, Odontopediatria, Pacientes Especiais, Disfunção Têmporomandibular, entre outras.

Winter et al. (2005) descreveram os benefícios e as aplicações dentárias da imagem 3D obtida pela tecnologia CBCT. Destacaram que quando se compara as tomografias médicas com as odontológicas, é verificado que os CBCT apresentam uma maior exatidão, menor dose de radiação, captura da maxila e mandíbula em uma simples rotação do aparelho e o custo reduzido ao paciente, sendo mais vantajoso os tomógrafos odontológicos do que os tomógrafos médicos.

Segundo Bueno et al. (2007), as principais vantagens entre a CBCT e TC tradicional são:

- a) aparelhos mais compactos;
- b) maior resolução (voxel isotrópico e isomórfico), acarretando maior nitidez das imagens;
- c) pequeno campo de imagem - possibilidade de avaliar apenas a área de interesse;
- d) menor quantidade de artefatos metálicos;
- e) na maioria dos aparelhos o paciente é posicionado sentado e não deitado como na TC médica, aumentando o conforto e aceitação dos pacientes. Os exames de ATM e dos seios maxilares são melhor avaliados com o paciente na posição vertical;

f) menor tempo de exposição e menor dose de radiação que a TC médica.

Uma desvantagem da CBCT em relação aos exames radiográficos convencionais é a formação de artefatos que acontece principalmente próximos de corpos de alta densidade, como os metálicos (núcleos intra-radulares, coroas e restaurações metálicas). Este efeito é chamado de *beam hardening* ou “endurecimento do raio”. O *beam hardening* pode acontecer de forma discreta devido a presença de esmalte com grande espessura, como a superfície oclusal de pré-molares e molares, com projeção de uma imagem radiolúcida em um dente vizinho simulando uma cárie, razão esta que ainda podem ser necessárias tomadas radiográficas interproximais ou periapicais complementares. O radiologista deve estar preparado para identificar este efeito através do rastreamento tridimensional. Estes artefatos tendem a diminuir com a sofisticação dos softwares e sensores.

Segundo Cavalcanti (2008), com o uso de algoritmos de supressão de artefatos e aumentando-se o número de projeções, foi demonstrado que imagens de CBCT podem resultar em um nível mais baixo de artefatos metálicos, particularmente nas reconstruções designadas para visualização dos dentes e dos maxilares. Nos aparelhos de CBCT, a face pode ser suficientemente estabilizada para imagens de boa qualidade a uma velocidade de aquisição baixa. Por isto, um tomógrafo dedicado à região maxilofacial não exige componentes altamente sofisticados e onerosos necessários para a obtenção das imagens.

Para Loubele et al. (2008), as vantagens globais da técnica CBCT são uma dose menor de radiação, um tempo menor de aquisição e custos reduzidos. Por outro lado, as desvantagens incluem radiação dispersa, faixa dinâmica limitada de detectores de área de raios X, fenômeno de visão “truncada” e “endurecimento” do

feixe. Essas desvantagens podem influenciar a qualidade e/ou aplicabilidade da imagem. Devido aos clínicos geralmente usarem medições lineares, tais como distâncias entre referências anatômicas ou espessuras ósseas, para auxiliar no diagnóstico e para determinar estratégias pré-cirúrgicas, é evidente que se deve determinar a precisão de tais medidas nas imagens da CBCT.

### **2.1.1 Componentes mecânicos e aquisição da imagem CBCT**

A primeira geração de tomógrafos Cone Beam utilizava o sistema de intensificador de imagem de 8 bits (Mozzo et al., 1998).

Hatcher et al. (2004) relataram que o NewTom 9000<sup>TM</sup>, distribuído pela Aperio Services, era a unidade de CBCT mais utilizada na América do Norte. Essa unidade possui um pequeno tamanho de voxel de aproximadamente 0,3 mm, o qual permite uma detecção e precisão dimensional no limite de 0,5 mm. Sendo assim, um único escaneamento possibilita suficiente informação para satisfazer o objetivo de imagem, incluindo relações espaciais maxilomandibulares. O software usado para mostrar e visualizar a anatomia, permite reformatação multiplanar. A reconstrução primária do dado bruto é completamente paralela ao plano oclusal e é usada como plano de referência. As reconstruções podem ocorrer em plano axial, coronal, sagital, e oblíquo, sendo que a localização, dimensões e espessura das reconstruções podem variar de acordo com os resultados desejados. Para os autores a fabricação de escaners de CBCT possibilita a utilização de softwares capazes de realizar reformatações multiplanares, como também disponibilizar para importar e manipular dado de imagem que tenha sido exportado em um formato DICOM. Possibilitando a transferência rápida da informação radiográfica

(comunicação) a um cirurgião e/ou paciente, enviando as imagens e derivadas informações através da informática. Eles acreditaram que a imagem volumétrica gera oportunidade de estender o rendimento da informação além dos métodos convencionais de imagem, pois produz dados precisos de imagem tridimensional com uma baixa dose de radiação.

De acordo com Winter et al. (2005), os sistemas CBCT são compactos quando comparado aos tomógrafos médicos. O paciente fica em pé, sentado ou em posição supino dependendo do modelo utilizado. O tomógrafo é constituído por um tubo que emite raios X pulsáteis, em forma de um feixe cônico de radiação e, um sensor, unidos por um braço, semelhante ao de um aparelho panorâmico. Uma cadeira ou mesa motorizada juntamente com sistemas de suporte de mento e cabeça completam o aparelho que é ligado a um computador comum, sem necessidade de uma estação de trabalho (*Workstation*) específica. Existem dois tipos de sensores para a tecnologia CBCT: intensificador de imagem e o *flat panel*. Com a evolução dos aparelhos, o sensor *flat panel* passou a ser mais utilizado pelas vantagens que oferecem, pois produz imagens livres de distorções e com menor ruído, não são sensíveis a campos magnéticos e não precisam de calibração freqüente. Os sensores *flat panel* possuem 12 bits a 16 bits. Quanto maior a quantidade de bits, maior a quantidade de tons de cinza. As imagens obtidas das múltiplas exposições geram um volume cilíndrico e o computador realiza a reconstrução primária. Depois, executam-se reconstruções secundárias da imagem de acordo com as necessidades e com os protocolos de atendimento. O sistema CBCT é muito sensível ao movimento da cabeça do paciente, portanto o mesmo deve ficar imóvel durante a aquisição da imagem. Aparelhos com sistema de contenção adequado favorecem a imobilidade do paciente.

Segundo Scarfe et al. (2006), na CBCT o braço do aparelho contendo o sensor e o tubo de raios X gira em torno do paciente, adquirindo múltiplas imagens bidimensionais em diferentes projeções. O número de projeções varia entre 250 a 600 imagens adquiridas dentro de um giro de 180 a 360 graus. O tempo de execução do exame geralmente ocorre entre 8 a 40 segundos, mas como o feixe de raios X é pulsátil, o tempo de exposição é bem menor.

A CBCT usa um feixe cônico tridimensional de raios X centralizado num sensor bidimensional para realizar uma varredura numa rotação de 360 graus ao redor da cabeça do paciente. Durante a varredura, uma série de 360 exposições ou projeções é adquirida, uma a cada grau da rotação, a qual fornece dados digitais para a reconstrução do volume exposto por algoritmo computacional. Dependendo do equipamento, o tempo de varredura varia de 17 segundos a um pouco mais de 1 minuto. A reconstrução multiplanar da aquisição primária permite gerar tridimensionais e bidimensionais em qual quer plano selecionado. O poder de resolução de imagem destes sistemas varia de mais de 2 lp/mm (pares de linha/milímetro), quatro vezes mais que a TC. A imagem final pode ser impressa na escala 1:1 (White, Pharoah, 2007).

Segundo Cavalcanti (2008) em exames de tomografia por feixe cônico, a espessura do corte é definida após a aquisição do volume inicial e é obtida através de reformatação direta do volume original. Na CBCT todas as imagens são obtidas por pós-processamento, seja ele primário ou secundário.

### **2.1.2 Características da imagem CBCT**

Na imagem digital, a cor do pixel é cinza, de modo que as intensidades de branco para preto são divididas entre um espectro de escala de valores de cinza com  $2^8$  (256) matizes em dados de 8-bits ou  $2^{12}$  (4096) matizes em dados de 12-bits. A nitidez ou a resolução da imagem está relacionada ao tamanho do pixel e ao número de matizes de cinza (Hatcher, Aboudara, 2004).

Teoricamente quanto menor o tamanho do voxel, mais nítida tem que ser a imagem, mas outros fatores como a qualidade do sensor, projeto do aparelho, estabilidade do paciente e software interferem na nitidez final (Baba et al., 2004).

Segundo Farman & Scarfe (2006), na TC convencional o tamanho do voxel é determinado pela colimação do feixe de raios X e pelo avanço da mesa no *gantry*, resultando em voxels anisotrópicos (altura = largura < profundidade), já na CBCT o tamanho do voxel é determinado pelo tamanho de cada pixel no receptor de imagem, gerando voxels isotrópicos (altura = largura = profundidade), que resultam em imagens com nitidez superior, aumentando a capacidade de reproduzir detalhes dos tecidos duros, especialmente de estruturas delicadas, como por exemplo a lâmina dura.

Segundo Cavalcanti (2008), a matriz pode ser definida como um arranjo bidimensional formado através da intersecção dos planos (linha e colunas) entre o eixo das abscissas e das ordenadas (x e y). Dessa maneira, são formados elementos contíguos de figuras geométricas com tamanho conhecido e que correspondem aos elementos gráficos que dão forma a imagem (pixels). A matriz é composta por inúmeros elementos (pixel - picture elements) onde o tamanho desta, tamanho dos pixels e o número destes são calculados dependendo do número de

projeções às quais o objeto (paciente) estará sendo submetido. Em TC, a quantidade e espessura dos cortes realizados estão diretamente ligadas ao tamanho dos pixels e conseqüentemente haverá reflexo destes fatores na qualidade final da imagem exibida no monitor. A matriz pode variar em tamanho (número de linhas e colunas), o que definirá a resolução da imagem. Nestes casos, quanto maior a matriz, maior o número de cortes e mais delgados sejam estes, maior a resolução da imagem e conseqüentemente menor o tamanho do pixel com alta qualidade de imagem. Na matriz estão representados os diferentes coeficientes de atenuação dos tecidos do corpo que está sendo obtido pelo tomógrafo. A partir dos voxels e por meio de técnicas matemáticas, obtém-se o volume do objeto e, por conseguinte, o modelo para reconstrução da imagem. Uma das características mais desejadas para os voxels é a isotropia. Nesta condição, as dimensões são iguais para todas as dimensões (eixos x, y e z), ou seja, um voxel isotrópico de 0,5 mm, todas as suas dimensões são iguais, gerando um cubo perfeito. Dessa maneira, a qualidade de imagem é excelente, permitindo a perfeita visualização das estruturas das estruturas corpóreas e correspondência dimensional com as estruturas físicas.

De acordo com Bueno et al. (2007), os aparelhos de CBCT possuem características próprias e diferem quanto ao tipo de sensor, tamanho do campo de imagem (*Field of View* - FOV), resolução e software. Essas diferenças fazem com que certos aparelhos sejam mais indicados para determinadas especialidades, como a Endodontia, na qual uma imagem em alta resolução se faz necessário, diferindo da Ortodontia que necessita de uma área mais abrangente de grande volume. Pode-se classificar esses tomógrafos de acordo com:

a) tipo do Sensor

No detector de painel plano, os elementos sensores são produzidos em uma película delgada de silício amorfo (a-Si). O detector de painel plano consiste de uma tela de cintilação de CsI e um arranjo foto-sensor. O arranjo foto-sensor consiste de foto-diodos arranjados e de dispositivos de comutação. O cintilador converte o feixe de raios X em um sinal ótico, que o foto-diodo converte em um sinal elétrico, que por sua vez é lido pelo arranjo do dispositivo de comutação. O detector de painel plano não gera distorção ou ofuscamento na imagem, e possui um pitch de detector menor do que o detector de intensificador de imagem. O detector de painel plano fornece-nos um campo de visão (FOV) quadrado. Contudo, o detector de painel plano é diferente do detector de intensificador de imagem visto que não possui uma íris ótica como um meio direto para ajustamento; isto torna difícil evitar a saturação dos pixels. Correção para pixels saturados, pixels defeituosos, *offsets* e para a sensibilidade do detector é aplicada no novo sistema e reduz a intensidade da formação de veios e anéis nas imagens reconstruídas. O detector de intensificador de imagem consiste de um intensificador de imagem de raios X de 9", elementos óticos e uma câmera de televisão CCD. O feixe de raios-x é convertido para um sinal ótico pela tela de fósforo de entrada; esse sinal, por sua vez, é convertido para elétrons pela tela de foto-cátodo. Os elétrons são acelerados pelo campo elétrico dentro do intensificador de imagem e convertidos de volta para um sinal ótico na tela de fósforo de saída. A intensidade do sinal ótico é ajustada pela íris ótica; o sinal é então detectado pelo CCD. A imagem de leitura inclui distorção geométrica e um componente de velamento gerados pelo intensificador de imagem. O FOV desse detector é circular. Nesse sistema, correção para *offset* e sensibilidade

dos sensores e para a distorção do detector é aplicada para reduzir a intensidade dos fenômenos nas imagens reconstruídas (Baba et al., 2004).

Segundo White & Pharoah (2007), detectores de painel plano (sensores *flat panel*) estão sendo usados na CBCT. Eles podem proporcionar uma área de matriz relativamente grande, com tamanhos de pixels menores que 100 microns. Isto permite digitalizar imagens diretas de áreas como o crânio. Detectores diretos usam um material fotocondutor (selênio) com propriedades semelhantes às do silício e com um número atômico mais alto, que permitem absorção mais eficiente dos raios X. Sob influência de um campo elétrico, os elétrons que são liberados durante a exposição do selênio aos raios X são conduzidos em uma linha direta para um elemento detector, um fino transistor de filme subjacente. A energia elétrica gerada é proporcional à exposição dos raios X e é armazenada a cada pixel em um capacitor. A energia é liberada e lida ao se aplicar uma voltagem apropriada ao transistor de um pixel em particular de cada fila e coluna.

Cavalcanti (2008) relatou que na CBCT o feixe de raios X é em forma de cone, em largura suficiente para abranger toda a região de interesse. O feixe é produzido num ângulo constante de 14 graus pela sobreposição de um filtro de alumínio de 0,7 mm. Os raios X são capturados por um intensificador de imagens (substituto do filme radiográfico) ou um sensor sólido: CCD - dispositivo de carga acoplada (pode também ser uma placa de silício ou selênio amorfo) que, juntamente com a fonte de raios X, rotaciona em torno da cabeça do paciente durante o mapeamento. Neste processo são produzidas 360 imagens (uma por grau de rotação) que são unidas por um programa, que acompanha o equipamento, formando assim o modelo tridimensional do crânio. A voltagem do tubo é constante e medida em kV, a corrente elétrica em mA e verificada através de um controlador

de exposição automática. Atualmente está sendo usado um novo tipo de sensor, diferente do dispositivo de carga acoplada. É um sensor feito de silício amorfo na forma de detector plano que permite maior qualidade na detecção de imagem e em sua resolução e, por isso, representa uma modalidade promissora na Radiologia.

b) tamanho de seu campo de imagem (FOV)

A pesquisa de Araki et al. (2004) descreveram um sistema de CBCT que apresenta três possibilidades de FOV, de forma a ajustar ao tipo particular de exame que está sendo executado. O modo D apresenta um FOV pequeno e uma alta resolução, o que é adequado para o exame de lesões que envolvem dois ou três dentes. O modo I possui uma resolução inferior àquela do modo D, porém apresenta um FOV que pode cobrir uma área que se estende desde a borda inferior da mandíbula até a metade inferior do seio maxilar. O modo I é adequado para exame pré-implante e exame de lesões mandibulares tais como cistos odontogênicos e tumores. O modo P e o modo F possuem FOV grandes que são adequados para se examinar deformações da mandíbula, tais como protrusões mandibulares.

Segundo Bueno et al. (2007), os tomógrafos de pequeno volume possuem um FOV de até 8 cm X 8 cm. A vantagem desta aquisição é poder avaliar apenas as regiões de interesse, em alta resolução, sem expor o paciente à radiação em áreas sem interesse, de forma desnecessária. Na eventual necessidade de um campo maior de imagem, dois ou mais volumes podem ser adquiridos para completar o exame. Em Odontologia, a grande maioria das necessidades de exames tomográficos se limita a áreas específicas da boca. É um exame altamente adequado para avaliação de estruturas dentárias e dos tecidos ósseos adjacentes. O pequeno volume é a escolha adequada nos casos em que a alta resolução se faz

necessária como na Endodontia, na avaliação de reabsorções, e na instalação de poucos implantes, ATM e patologias. Os aparelhos de grande volume adquirem um volume de imagem de 12 cm X 12 cm a 18 cm X 22 cm. Eles produzem maior dose de radiação ao paciente e qualidade de imagem inferior aos de pequeno volume. Eles podem gerar reconstruções multiplanares com visões tridimensionais e bidimensionais, como visão lateral, frontal, axial e panorâmica. Estes aspectos auxiliam especialidades em que uma grande área precisa ser analisada, como na instalação de vários implantes, grandes lesões, ortodontia e traumatologia. Novas gerações de tomógrafos estão sendo desenvolvidas com o intuito de unificar grande e pequeno volume.

De acordo com Cavalcanti (2008), exames realizados para visualizar as estruturas de áreas como o complexo facial têm em média um FOV de 14 cm. A divisão do FOV pelo tamanho da matriz do tomógrafo fornece o tamanho do pixel a ser exibido no monitor. O uso de matrizes de alta definição possibilita a obtenção de imagens mais fiéis e maior resolução espacial no exame.

### c) resolução

Resolução de contraste é a capacidade de distinguir densidades diferentes nas imagens radiográficas. Isto é função da interação das características do coeficiente de atenuação linear dos tecidos que estão sendo radiografados, da capacidade do receptor de imagens em distinguir diferenças em números de fótons de raios X que vêm de diferentes áreas do objeto, da capacidade do monitor ou de outra saída para retratar essas diferenças de densidade e da capacidade do observador para reconhecer essas diferenças. Os atuais detectores digitais capturam dados a 8, 10, 12 ou 16 bits de profundidade. A profundidade do bit é uma

potência de 2. Isto significa que o detector pode, teoricamente, capturar de 256 ( $2^8$ ) até 65.536 ( $2^{16}$ ) densidades diferentes. Na prática, o número real de densidades significativas que podem ser capturadas está limitado por imprecisões na aquisição da imagem; estas imprecisões são denominadas de *ruído*. Apesar de o número de diferenças de densidade que um detector pode capturar, monitores convencionais de computador são capazes de exibir uma escala de cinza de apenas 8 bits. Uma vez que os sistemas operacionais, como o Windows, reservam vários níveis de cinza para exibição das informações do sistema, o número real dos níveis de cinza que pode ser exibido em um monitor é de 242. O fator limitante mais importante é o sistema visual humano, que só é capaz de distinguir aproximadamente 60 níveis de tons de cinza, sob condições ideais. Considerando o ambiente típico de um consultório dentário, o número real de níveis de cinza que podem ser distinguidos cai para menos de 30 matizes intermediários. Limitações visuais humanas também estão presentes na visibilidade das radiografias; porém, a luminescência (brilho) de um negatoscópio típico de radiografias é muito maior que a de um monitor típico de computador. Então, a iluminação ambiente da sala na qual a imagem é vista terá, teoricamente, um impacto menor na visibilidade da radiografia do que em monitores digitais. Resolução espacial é a capacidade de distinguir detalhes com precisão. O limite teórico da resolução varia em função do tamanho do elemento ou unidade da imagem (pixel) para sistemas digitais. A resolução é frequentemente medida e informada em unidades de pares de linha por milímetro. Objetos de teste consistem em conjuntos de linhas radiopacas muito finas, separadas entre si por espaços iguais à largura de uma linha e são construídas com uma variedade de larguras de linha. Uma linha e seu espaço associado são chamados de um *par de linha (lp)*. Pelo menos dois pixels são exigidos para representar um par de linha, um para a

linha e um para o espaço. A 20 microns por pixel, pode ser obtida uma resolução teórica de 25 lp/mm. Na prática, como no caso do contraste, resoluções reais são muito mais baixas. Observadores experientes podem distinguir aproximadamente 6 lp/mm, sem nenhuma ampliação. Filme intra-oral é capaz de proporcionar mais de 20 lp/mm de resolução. A menos que uma imagem do filme seja aumentada, o observador é incapaz de apreciar a extensão dos detalhes na imagem. Os atuais sistemas digitais são capazes de prover mais de 7 lp/mm de resolução (White, Pharoah, 2007).

Segundo Cavalcanti (2008) as características dos principais aparelhos de CBCT disponíveis no mercado nacional e internacional estão relacionadas na tabela que segue:

Tabela 1 - Principais características dos modelos de aparelhos de CBCT disponíveis comercialmente na atualidade

Continua

Aparelhos	Newton 3G	Iluma	Sirona Galileos	i-CAT (next geration)	i-CAT	Planmeca PROMAX	Sky View 3D Panoramic imager	PreXion 3D	Implagraph	TeraRecon	Newton VG	Scanora 3D
Sensor	Image Intensifier	Amorphous Silicon Flat Panel	Image Intensifier	Amorphous Silicon Flat Panel	Amorphous Silicon Flat Panel	Super CMOS Flat Panel	CCD	CLsFPD	Flat Panel Detector	Csl FPD	Amorphous Silicon Flat Panel	CMOS Flat Panel
Resolução (níveis de cinza)	12 bits	14 bits	12 bits	14 bits	14 bits	12 bitz	12 bitz	12 bitz	12 bitz	?	14 bits	?
Tamanho do voxel (mm)	0,2-0,4	0,1-0,4	0,15-0,3	0,12-0,4	0,12-0,4	0,16	0,2 x 0,2 x 0,2 ou 0,14 x 0,14 x 0,14	0,1 and up	0,1	0,2	0,32 ou 0,16 side, cubic	0,15
Colimação	Limitada	Ausente	Ausente	Total	Total	Ausente	?	?	?	?	?	?
Tempo de aquisição (Segundo)	40	20 ou 40	12	5; 8,5 ou 26	10, 20 ou 40	20	10, 15, 20	19-39	24	37	24	5
Tipo de dose	Pulsada	Contínua	Pulsada	Pulsada	Pulsada	Pulsada		Pulsada	?	Pulsada	Pulsada	Pulsada
Campo de visão (FOV) (cm)	15, 22 ou 30 cm	11-13 cm A X 17 cm D	15 cm	4, 6, 8, 10, 13 cm A x 16 cm D EFOV 17 x 23 cm	6, 8, 13, 22 cm A x 16 cm D	8 x 8 cm	11 x 11 x 11 cm	117,1 x 156,8 x 192,5 cm (46,1 x 61,8 x 75,8 inches)	125 x 68 mm, 84 x 68 mm	3,2" dia, 3" height	16 x 14 cm	7,5 x 14,5 cm

Tabela 1 - Principais características dos modelos de aparelhos de CBCT disponíveis comercialmente na atualidade Conclusão

Aparelhos	Newton 3G	Iluma	Sirona Galileos	i-CAT (next geration)	i-CAT	Planmeca PROMAX	Sky View 3D Panoramic imager	PreXion 3D	Implagraph	TeraRecon	Newton VG	Scanora 3D
Forma de reconstrução	Esfera	Cilindro	Esfera	Cilindro	Cilindro	Cilindro	?	?	?	?	?	Cilindro
Tempo de Reconstrução	10 min	7 min	7 min	30 s	1,5 min	3 min	?	2 min	4 min	?	3 min	3 min
Tamanho típico do arquivo	700 MB	500 MB	300- 500 MB	50 MB	50 MB	?	?	?	?	?	?	?
Sharing program	Custo extra	Custo extra	Incluído	Incluído	Incluído	?	?	Incluído	?	?	?	?
Tamanho da unidade	80" x 100"	42" x 56"	63" x 63"	48" x 46"	58" x 45"	50" x 50"	150 x 240 X 120 cm	39" x 59" 79"	80 x 14 x 200 cm	(W) 46" x (D) 62" x (H) 76"	144 x 110 x 230 cm	1963 x 1541 x 1100 mm
Posição do paciente	Deitado	Sentado	Sentado ou em pé	Sentado	Sentado	Em pé	Deitado	Sentado	Sentado	Sentado	Em pé	Sentado
Dose efetiva	44,7 uSv	?	?	35-136 uSv	68,7 uSv	50-150 uSv	?	?	?	?	50 uSv	?

? = informação não disponibilizada pelo fabricante

Fonte: Cavalcanti, 2008

#### d) software

Através do software é possível realizar a marcação do canal mandibular, colocação automática de linhas de referência nas imagens axiais, total controle de desenvolvimento de relatório, e muitos mais. Imagens de alta qualidade podem ser colocadas em modelos de usuário-definidos e, podem ser entregues em papel de fotografia, filme, ou digitalmente (Aperio, 2005).

## **2.2 Precisão e acuidade das medidas obtidas de imagens na CBCT**

Richtsmeier et al. (1995) mediram a precisão de todas as 595 distâncias lineares possíveis formadas das 35 referências esqueléticas na TC espiral 2D comparando-as às medições da norma padrão obtidas em crânios secos usando-se um digitalizador de mesa 3Space. Dez crânios secos sem marcadores metálicos foram examinados duas vezes cada um por um aparelho espiral GE CT9800 e as imagens dos cortes observadas com o programa Image. Cada uma das duas imagens resultantes de TC dos 10 crânios foi digitalizada duas vezes pelo mesmo pesquisador. A diferença entre as duas digitalizações na mesma imagem de cada crânio foi definida como erro humano na digitalização; a diferença na digitalização entre a primeira e a segunda imagens de exame no mesmo crânio foi definida como erro do aparelho de TC; e a diferença nas medições entre TC e o digitalizador 3Space foi definida como imprecisão de medição. O erro de digitalização foi específico à referência e inferior a 0,5 mm para todas as referências e inferior ou igual a 0,2 mm para 13 das 35 referências. O erro médio da máquina foi de 0,3 mm. As distâncias lineares médias calculadas das referências localizadas nas imagens

em fatias da TC e aquelas do digitalizador 3Space diferiram por 1 a 2 mm. Uma tentativa foi feita para entrar em contato com os autores para se obter as distâncias lineares individuais, porém os autores não possuíam mais os dados.

Kragstkov et al. (1997) compararam a confiabilidade de 26 pontos anatômicos cefalométricos esqueléticos de cefalogramas convencionais laterais e frontais à TC espiral 3D. Nove crânios humanos sem marcadores metálicos foram examinados com um aparelho de TC espiral Somatom DRH da Siemens. As referências anatômicas foram registradas em imagens 3D-TC geradas pelo programa 3D girando-se a reconstrução para se obter uma visualização ideal da referência. As referências anatômicas nos cefalogramas laterais e frontais foram digitalizadas em uma resolução linear de  $10^{-2}$  mm com um fator de correção de ampliação aplicado no programa cefalométrico computadorizado. Todas as identificações de referência nos nove crânios secos foram efetuadas duas vezes por dois investigadores diferentes com vários dias de separação. Os resultados mostraram que as variações intraexaminador foram menores do que 1 mm para muitos pontos no cefalograma lateral em comparação a cerca de 2 mm na técnica de TC espiral 3D. Conclusão: para os pontos cefalométricos utilizados nas cefalometrias lateral e frontal convencionais, não houve evidências que a TC 3D era mais confiável do que os métodos cefalométricos convencionais em um crânio normal, e a 3D-TC deve ser reservada para casos de assimetria craniofacial severa.

Cavalcanti et al. (1998) realizaram um estudo para investigar a acuidade das imagens reformatadas ortorradiais da TC 2D da tomografia computadorizada (TC) espiral para o planejamento pré-cirúrgico de implantes dentais na proximidade do forame mental. Métodos: Oito cabeças de cadáveres foram scaneadas pela TC espiral (S/Xpress™ da Toshiba) com cortes axiais de 1 mm em espessura por

1mm/s de alimentação de tabela. O conjunto de dados das imagens foi transferido para um computador em rede. Usando-se gráficos computadorizados, os dados foram analisados com uma re-formatação ortoradial 2D usando-se o protocolo ToothPix. Medições lineares foram efetuadas por dois radiologistas independentemente desde a borda superior do forame mental até a crista da apófise alveolar e desde a borda inferior do forame mental até a borda mandibular inferior. Os tecidos moles foram removidos e as medições físicas efetuadas usando-se um digitalizador eletromagnético 3Space com um computador pessoal executando o Windows 95. Resultados: As diferenças entre as medições nas imagens da TC 2D ortoradial e as medições físicas não foram estatisticamente significativas ( $P > 0,05$ ). Conclusões: A captura de imagens da TC 2D possibilita medições altamente precisas para a colocação de implante dental na proximidade do forame mental. O software gráfico do computador utilizando reconstrução re-formatada é adequado para o planejamento de implante.

Cavalcanti & Vannier (1998) elaboraram um estudo para determinar a acuidade relativa das medições craniofaciais obtidas da tomografia computadorizada (TC) espiral volumétrica em reconstruções bidimensionais (2D) e tridimensionais (3D). Materiais e Métodos: Nove cabeças de cadáveres foram examinadas com TC espiral com colimação de 3 mm com 2 mm/s de alimentação de tabela. Os dados da TC, armazenados em discos óticos para possibilitar a revisão retrospectiva plena de qualquer imagem, foram transferidos a um computador em rede para visualização off-line, medição e análise. As imagens tridimensionais da superfície (TC 3D) foram geradas a partir de exames da TC espiral (TC 2D). As medições ( $n = 28$ ) foram efetuadas a partir de marcações (anatômicas craniométricas convencionais e singulares) ( $n = 23$ ) identificadas nas imagens da TC 2D e TC 3D duas vezes por

dois observadores. Os tecidos moles foram então removidos dos cadáveres e as medições efetuadas com um digitalizador eletromagnético. Resultados: A acuidade para as imagens da TC 3D foi maior do que para aquelas da TC 2D para sete das 28 medições, 25% das medições da TC 2D demonstraram ser significativamente diferentes das medições físicas. Todas as medições com a TC 3D demonstraram ter uma acuidade satisfatória em comparação às medições físicas. Conclusões: a TC 3D pode distinguir mais precisamente a anatomia craniofacial com algumas medições.

Mozzo et al. (1998) avaliaram uma precisão geométrica de imagens de um sistema CBCT, o NewTom 9000™ com referência a várias modalidades de reconstrução e uma orientação espacial diferente. A diferença reportada entre o valor real e o valor médio foi de 0,8-1% para medições de largura e de 2,2% para medições de altura.

Arai et al. (1999) descreveram um aparelho tomográfico computadorizado compacto (Ortho-CT) para uso na prática dental. Ele é um aparelho de TC do tipo de feixe cônico que consiste de uma máquina multifuncional para captura de imagens dentomaxilofaciais na qual o filme é substituído por um intensificador de imagens de raios-x. A região da reconstrução da imagem é um cilindro com 32 mm em altura e 38 mm em diâmetro e o voxel é um cubo de 0,136 mm. O escaneamento é em 85 kV e 10 mA com um filtro de Cu de 1 mm. O tempo de exame é de 17 s comparável àquele requerido para a radiografia panorâmica rotacional. Um único exame coleta 512 conjuntos de dados de projeção através de 360° e a imagem é reconstruída por um computador pessoal. O tempo requerido para a reconstrução da imagem é cerca de 10 min. Resultados: O limite de resolução foi cerca de 2,0 lp/mm e a dose de entrada na pele de 0,62 mGy. Uma qualidade de imagem excelente foi obtida com

um fantasma cranial equivalente em tecido: raízes, espaço do ligamento periodontal, lamina dura e osso reticulado foram visualizados claramente. Concluíram que o Ortho-CT produz imagens tridimensionais de excelente qualidade para uso dental em uma baixa dose de entrada. O Ortho-CT provou ter um alto poder de análise devido ao tamanho pequeno do voxel. A TC convencional com tecnologia de ponta apresenta voxels maiores com um mínimo de cerca de 0,3 mm e sua resolução em MTF 0,5 é de apenas 0,5 lp/mm., aproximadamente metade daquela do Ortho-CT. É improvável que uma resolução maior seja obtida com a TC convencional, especialmente no escaneamento axial, devido às limitações na precisão do movimento da mesa e devido ao tamanho do ponto focal. Desde que o Ortho-CT é projetado para examinar tecido duro, a utilização de um intensificador de imagens com baixa resolução de contraste é possível. Esse sensor é bidimensional e, portanto, possibilita o escaneamento volumétrico em um giro sem precisar de um grande tubo de raios-x. As imagens da região do molar do fantasma eram claras e informativas, indicando seu valor clínico potencial. A reconstrução de imagem pelo Ortho-CT é baseada em regiões cilíndricas medindo 32 mm em altura e 38 mm em diâmetro; tomógrafos do cilindro podem ser obtidos em qualquer plano. Essa característica possibilita imagens precisas de raízes individuais. O voxel cúbico torna possível a obtenção de tomógrafos de alta resolução em qualquer plano. Em contraste, o voxel na TC convencional é um paralelepípedo retangular, maior na direção axial devido ao pitch do movimento axial da mesa, resultando em uma resolução menor. Na odontologia, muitas das lesões a serem retratadas estão confinadas à apófise alveolar. Uma alta resolução é necessária para se examinar essas lesões e a TC convencional é insuficientemente diagnóstica.

Cavalcanti et al. (1999) realizaram uma pesquisa com a finalidade de

validar a acuidade de medição na proximidade do canal incisivo a partir da tomografia computadorizada espiral re-formatada bidimensional (2D). Para isso oito cabeças de cadáveres foram examinadas com TC espiral com cortes axiais de 1 mm em espessura e 1 mm/s de alimentação de tabela. Os dados foram transferidos para um computador em rede para gerar imagens 2D ortoradialmente re-formatadas. O comprimento do canal incisivo e a largura da crista alveolar foram medidos independentemente por dois radiologistas. Os tecidos moles na região do forame incisivo foram removidos e medições físicas efetuadas usando-se um digitalizador eletromagnético. Observou-se que não houve diferença estatisticamente significativa entre as medições nas imagens 2D ortoradiais e as medições físicas ( $P > 0,05$ ). Portanto medições precisas para a colocação de implante dental na proximidade do canal incisivo podem ser efetuadas a partir de imagens re-formatadas de TC espiral.

Cavalcanti & Vannier (2000) fizeram um experimento para determinar a precisão e a acuidade de medições *in vitro* do volume de tumores orais com tomografia computadorizada (TC) tridimensional (3D) e sua precisão *in vivo*. Métodos: Dois tumores simulados feitos de composto de modelagem misturado com meio de contraste foram posicionados mediais às mandíbulas de cinco cabeças cadavéricas e examinados com TC espiral subsegundo. Dois observadores delinearam os tumores simulados duas vezes em visões coronais e sagitais e então mediram o volume a partir de imagens reconstruídas multiplanares. As ferramentas de software exibiram automaticamente os tumores simulados em imagens reconstruídas 3D com as medições volumétricas. Os tumores simulados foram removidos e seus volumes medidos por deslocamento de água. Os volumes de 15 tumores orais associados com a mandíbula foram medidos *in vivo* com os mesmos métodos de captura de imagens e a precisão analisada. Resultados: não houve

diferenças estatisticamente significativas entre ou dentro dos observadores ou entre as medições nas imagens e físicas *in vitro*, nem entre medições inter e intra-observador *in vivo* ( $P > 0,05$ ). Conclusão: Medições volumétricas a partir da TC reconstruída 3D são confiáveis e precisas *in vitro* e confiáveis *in vivo*. O método é potencialmente útil para o manejo de neoplasmas orais.

Baba et al. (2002) avaliaram um detector de painel plano (FPD) (tela de cintilação e um arranjo foto-sensor de a-Si) para uso em um detector de CBCT e o comparamos a um detector de intensificador de imagem (IID). O sistema de CBCT de FPD possui uma resolução espacial maior do que o sistema de IID. Em tamanhos equivalentes de pixel, o desvio padrão da intensidade de ruído do sistema de FPD é igual àquele do sistema de IID. Contudo, o ruído do circuito do FPD deve ser reduzido, especialmente em doses baixas. Essas avaliações mostram que o sistema de FPD apresenta um forte potencial para utilização como um detector de CBCT devido à alta resolução espacial.

Nakagawa et al. (2002) descreveram o funcionamento do Tomógrafo Dental 3D-CT e sua aplicabilidade na avaliação pré-operatória de lesões maxilo-mandibulares. Um escaneamento com o Dental 3D-CT capta uma imagem retangular de 42.7mm de altura por 30mm de largura, ou seja, de toda a mandíbula, em 365 cortes axiais de espessura de 0,117 mm, a partir dos quais são feitas as demais reconstruções tomográficas. O Dental 3D-CT foi utilizado na avaliação pré-cirúrgica de lesões maxilo-mandibulares em 38 indivíduos e permitiu visualizar claramente todas as lesões intraósseas, além de fornecer informações úteis a respeito da relação entre as lesões e as estruturas anatômicas próximas, em cirurgias orais menores. Reabsorção óssea, posição do canal mandibular, a posição e ângulo do dente e, sua relação aos dentes adjacentes, e a relação anatômica

entre dente e seio maxilar foram vistas mais claramente nas imagens do Dental 3D-CT do que em tomadas radiográficas convencionais. Segundo os autores, o Dental 3D-CT foi capaz de fornecer a imagem radiográfica mais sutil dentre todos os aparelhos disponíveis, além de oferecer informações e medidas precisas, já que as imagens não sofreram distorção, para avaliação dento-alveolar pré-operatória, enquanto limitou as doses de radiação a que o indivíduo foi exposto.

Aboudara et al. (2003 apud Stratemann et al., 2008) salientaram que o crescimento facial e o estudo do espaço aéreo tem sido objeto de controvérsia entre os ortodontistas. Eles investigaram as diferenças entre a radiografia cefalométrica e as imagens 3D do espaço aéreo obtidas a partir da CBCT. Foram utilizados 11 adolescentes normais com idade variando entre 7 e 16 anos. Eles verificaram que houve uma maior variabilidade da aquisição volumétrica CBCT do que a técnica convencional, pois foi encontrada distorção nas porções periféricas do volume do escaneamento do NewTom 9000™.

Hashimoto et al. (2003) compararam um tomógrafo computadorizado de feixe cônico limitado para uso dental (3DX) (figura 4) com um máquina de TC multidetectora quanto à qualidade de imagem e quanto às doses da pele. Imagens do incisivo central maxilar direito e do primeiro molar mandibular esquerdo de um *phantom* antropomórfico foram capturadas pela 3DX e pela TC multidetectora. Um método de 5-pontos foi utilizado para avaliar a descrição do osso cortical e reticulado, esmalte, dentina, cavidade pulpar, espaço do ligamento periodontal, lâmina dura e impressões gerais. Além disso, as doses da pele para ambas as modalidades foram comparadas. Resultados: A qualidade da imagem da 3DX foi superior em relação à TC multidetectora para todos os itens ( $P < 0,01$ ). Além do mais, as doses médias da pele com a TC multidetectora foram 458 mSv por exame,

enquanto que as doses com a 3DX foram de 1,19 mSv por exame. Conclusões: Esses resultados indicam claramente a superioridade da 3DX em exibir tecidos duros na área dental enquanto que se diminui substancialmente a dose para o paciente.

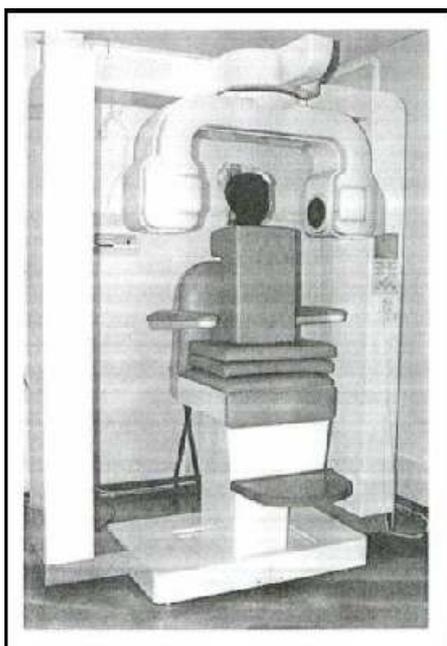


Figura 4 - Tomógrafo 3DX.

Fonte: Hashimoto et al., 2003.

De acordo com o estudo de Lascale (2003), na reconstrução volumétrica do tomógrafo volumétrico NewTom 9000™ (Quantitative Radiology s.r.l, Verona, Veneto, Itália) é permitido ao operador obter todos os cortes axiais de espessura variando entre 1 ou 2 mm, selecionados pelo mesmo, do volume reconstruído, com inclinação definida pelo operador. E a segunda reconstrução permite ao operador obter as Reconstruções Multiplanares, ou seja, as imagens que se pode obter são:

a) cortes coronais e sagitais: reconstrução bidimensional em planos

perpendiculares em relação aos cortes axiais. Imagens simples ou seqüenciais podem ser obtidas;

- b) imagem panorâmica: reconstrução bidimensional, sempre perpendicularmente aos planos axiais, reconstrução a partir de uma linha definida pelo operador;
- c) tridimensional: imagens 3D do volume, feito com referência a um ponto determinado e outro, ao longo da região de interesse.

Ele relatou ainda que em todas as reconstruções é possível avaliar distâncias, ângulos e determinar medidas, porém nas imagens 3D, o software não permite que se façam essas aferições sobre as imagens. O mesmo autor ressalta as vantagens da aquisição em CBCT :

- a) reconstrução direta dos pontos radiografados, pois são reconstruções axiais sem reformatação;
- b) pela sofisticação tecnológica, a velocidade da totalidade do corte é controlada através de um programa eletrônico, e não por velocidade do tubo de raios X;
- c) sob mesmas condições de tempo de escaneamento, uma simples aquisição é necessária, diminuindo sobremaneira a dose de radiação e dispensando o mecanismo de cortes.

Yamamoto et al. (2003) descobriram que o CB MercurRay™ tem uma resolução espacial de 2,0 Lp/mm e uma resolução de imagens 3D de 1,25 Lp/mm. A distorção da imagem como medida pela circularidade de um *phantom* acrílico de raio

de 7-mm foi de 94,53% do valor ideal com um pequeno desvio padrão. Eles confirmaram que o sistema de CBCT tem suficiente capacidade para fornecer imagens tridimensionais precisas para diagnóstico da região maxilofacial.

Araki et al. (2004) apresentaram a configuração do sistema e as propriedades físicas de um aparelho de CBCT (CB MercuRay™) (figura 5) que estava sendo desenvolvido. Métodos: O sistema consiste de um intensificador de imagem e uma fonte de raios-x de feixe cônico. Existem dois modelos diferentes desse sistema, cada um com um intensificador de imagem de tamanho diferente, 9" ou 12". Cada sistema apresenta três modos de campos-de-visão (FOV). O sistema de 12" possui os modos facial (F), panorâmico (P) e de implante (I). O sistema de 9" possui os modos P, I e dental (D). As imagens produzidas por esses sistemas consistem de voxels isotrópicos de 512 x 512 x 512. Propriedades físicas, tais como resolução, ruído e distorção das imagens, foram avaliadas nesse estudo. A função de transferência de modulação (MTF) foi mensurada usando-se o método de Boone. O ruído da imagem foi mensurado como o desvio padrão do valor da TC na água. A circularidade das imagens axiais produzidas pelos dois modelos foi mensurada usando-se um *phantom* de tubo acrílico de 8 mm de comprimento examinando características do mesmo sistema, reportaram uma potência de resolução acima de 2,0 Lp/mm e uma circularidade de um *phantom* de tubo acrílico de 4 mm em 99% do ideal. O ruído da imagem demonstrou ser maior do que na TC padrão, com um DP do valor da TC da água de aproximadamente 80 HU. Ambos esses estudos foram conduzidos no modo de alta resolução D (dental) presente em uma versão alternativa do CB MercuRay™, sugerindo que nosso sistema, com a cabeça total, pode apresentar uma resolução levemente inferior. Resultados: A potência de resolução em uma MTF de 0,1 no modo D foi superior a 2,0 lp/mm, sugerindo que

esse sistema produz imagens de alta resolução. O desvio padrão do valor da TC na água foi aproximadamente de 80, que é cogitado de ser maior do que aquele da TC convencional. A circularidade das imagens do *phantom* de tubo foi de 99% do valor ideal. Conclusão: Esse estudo demonstra que esse sistema de CBCT produz imagens volumétricas tridimensionais de alta resolução que serão úteis para o exame de desordens dentomaxilofaciais.



Figura 5 - Aparelho CB MercuRay™

Fonte: Araki et al., 2004.

Segundo Baba et al. (2004), a CBCT requer um detector de raios-x bidimensional. Nos vários sistemas desenvolvidos de CBCT para captura de imagens dentais, a detecção é efetuada pela combinação de um intensificador de imagens de raios-x e uma câmera de dispositivo acoplado à carga (CCD). Os autores desenvolveram um sistema de CBCT no qual o detector é do tipo de painel plano e avaliaram seu desempenho na captura de imagens dentais. Este detector consiste de uma tela de cintilação CsI e um arranjo foto-sensor. Primeiro, o detector

de painel plano e o detector de intensificador de imagens foram comparados em termos da razão sinal/ruído (SNR) das imagens projetadas. Esses dados foram usados e uma fórmula teórica para avaliou o ruído nas imagens reconstruídas. Em segundo, as imagens reconstruídas de um *phantom* de código de barras foram obtidas como um meio de se avaliar a resolução espacial. E as imagens reconstruídas de um *phantom* de crânio foram obtidas. A avaliação demonstrou que, dado um pitch igual de detector, as imagens reconstruídas obtidas com o detector de painel plano demonstravam menos ruído do que aquelas obtidas com o detector de intensificador de imagem. O sistema detector de painel plano que eles desenvolveram possuía resolução espacial similar àquela do detector de intensificador de imagem em seu modo de menor pitch de detector, e o FOV do sistema de painel plano foi quase igual àquela do sistema detector de intensificador de imagem em seu FOV maior, isto é, no modo operacional usado na captura de imagens dentomaxilofaciais. A alta qualidade das imagens reconstruídas obtidas com o sistema de CBCT usando um detector de painel plano oferece uma precisão aprimorada na odontologia para diagnóstico e cirurgia.

Cavalcanti et al. (2004) investigaram a confiabilidade de oito medições craniofaciais esqueléticas e de tecido mole idênticas e a precisão de dez medições associadas esqueléticas e de tecido mole usando-se os protocolos de tecido ósseo e mole. Treze cabeças de cadáveres foram examinadas com uma TC espiral e reconstruções 3D foram geradas com software da Vítrea™. Dois radiologistas identificaram as referências duas vezes independentemente usando imagens de TC 2D e 3D. Após as medições do tecido mole serem efetuadas, os tecidos moles foram removidos das cabeças dos cadáveres para possibilitar as medições lineares. A medição efetuada com o digitalizador 3Space foi considerada a norma padrão. Os

resultados demonstraram uma variabilidade interexaminador maior para as medições do tecido ósseo e mole do que a variabilidade intraexaminador. Porém, nenhuma diferença estatisticamente significativa entre as medições inter e intraexaminador e nem entre as medições físicas e nas imagens foi notada em ambos os tecidos ósseo e mole ( $P > 0,01$ ). O erro padrão demonstrou variar de 0,45 a 1,44% em ambos os protocolos e indicou um alto nível de confiabilidade. A diferença entre o real e a TC 3D foi de 0,83 e 1,78% para medições esqueléticas e do tecido mole.

Kobayashi et al. (2004) realizaram um estudo para avaliar a precisão na medida da distância nas imagens produzidas pela CBCT (Dental-CT). Utilizando cinco mandíbulas de cadáveres, eles compararam as medidas obtidas pela CBCT e por tomografia computadorizada espiral (SCT). Cinco mandíbulas de cadáveres foram examinadas SCT e por CBCT. A distância vertical desde um ponto de referência até a crista alveolar foi medida com paquímetro na mandíbula fatiada (figura 6), e o erro de medição nas imagens da TC foi calculado em percentuais baseados nos valores reais e nos valores de medição obtidos das imagens da TC. Resultados: O erro de medição mostrou variar entre 0 e 1,11 mm (0 a 6,9%) na SCT e de 0,01 a 0,65 mm (0,1 a 5,2%) na CBCT, com erros de medição de 2,2 e 1,4%, respectivamente ( $P < 0,001$ ). Discussão: esse estudo sugeriu que a distância pode ser medida precisamente usando-se a CBCT. O tamanho das imagens sólidas retangulares obtidas usando-se a CBCT (30 mm de largura e 42,7 mm de comprimento) é cogitado como sendo adequado para a observação da estrutura óssea mandibular e para a avaliação pré-operatória antes da colocação de implante dental. Os autores concluíram que a CBCT mostrou ser uma ferramenta útil na avaliação pré-operatória em cirurgia dental devido um tamanho de campo de

imagem relativamente pequeno que limita a exposição do paciente à radiação.

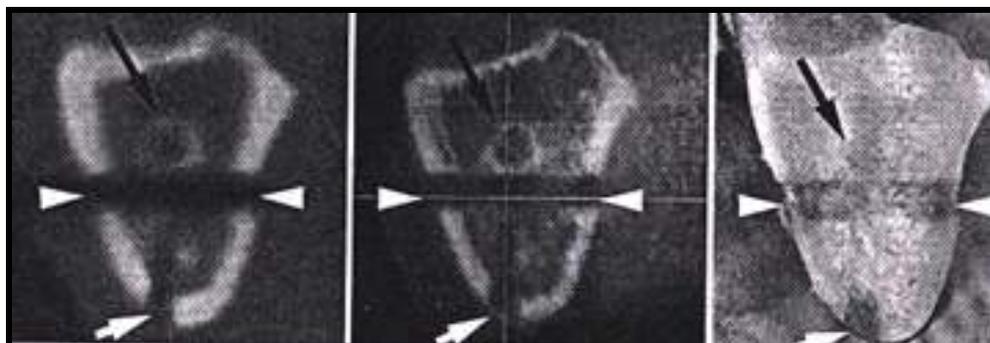


Figura 6 - Imagens transversais da mandíbula produzida pela SCT e pela CBCT.

Fonte: Kobayashi, 2004.

Lascalea et al. (2004) avaliaram a precisão de 13 medições lineares efetuadas de 19 referências esqueléticas nas áreas craniais com CBCT 2D. Oito crânios secos foram utilizados para o estudo com as 19 referências ósseas fixadas com esferas metálicas de 2 mm em diâmetro. As imagens com os crânios secos foram obtidas com a CBCT NewTom 9000™. Os resultados indicaram que a imagem da CBCT sempre subestimou as distâncias reais entre os locais craniais quando comparada aos valores da norma padrão obtidos usando-se um paquímetro de alta precisão. A diferença média entre as medições do crânio seco e da CBCT 2D foi de 3,55 mm (10,28%), com uma faixa de 1,5 (1,52%) a 6,59 mm (22,6%). Estatisticamente, essas diferenças foram significativas apenas para as medições obtidas na base cranial ( $P < 0,05$ ). As duas medições na área facial, frontozigomático esquerdo até frontozigomático direito e forame infraorbital esquerdo até forame infraorbital direito, tiveram uma diferença média de 1,54 mm (1,52%) e 2,07 mm (3,82%), respectivamente. Portanto, os autores concluíram que se excetuando a área da base cranial, as medições lineares da CBCT na área

dentomaxilofacial foram precisas.

Hilgers et al. (2005) definiram a projeção reformatada multiplanar do CBCT e compararam a exatidão das medidas lineares da articulação têmporo-mandibular por esta técnica em relação a radiografia cefalométrica convencional e na própria peça anatômica. Dimensões lineares entre 11 sítios anatômicos foram medidas em 25 crânios secos. Foram realizadas as CBCT e as radiografias cefalométricas digitais, usando placas de fósforo, em três diferentes planos ortogonais. Todas as medidas do CBCT foram exatas enquanto a maioria das medidas nas normas ortogonais foi variada significativamente. As análises das medidas avaliadas entre os examinadores foram altamente compatíveis com a estrutura anatômica. Concluíram que as imagens obtidas pela aquisição volumétrica CBCT foram exatas e precisas para as medidas lineares.

Holberg et al. (2005) investigaram a qualidade e a acuidade da CBCT na captura de imagens de estruturas dentais e compará-la à qualidade de imagens produzidas pela TC dental. A qualidade da imagem das CBCT e da TC dental foi examinada para um total de 417 dentes e suas estruturas circundantes. Sendo que duzentos e oito dentes foram diagnosticamente registrados usando-se tomografia volumétrica e duzentos e nove com TC dental. As imagens axiais foram avaliadas quanto à fenômenos metálicos e de movimento e se havia uma exibição imprecisa da interface dentina-esmalte e da polpa. A definição e qualidade reprodutiva de todos os dentes foram avaliadas quando se capturou imagens do espaço do ligamento periodontal nos terços cervical, médio e apical das raízes. Resultados: Em contraste à TC dental, fenômenos metálicos eram escassamente aparentes na CBCT e quando o eram, apenas muito fracamente, enquanto que observamos interrupções na qualidade das imagens apenas dos fenômenos de movimento com a

CBTC. A qualidade da imagem das estruturas dentais e ósseas circundantes foi bem superior com a TC dental no total do que era na CBTC. Durante a captura de imagens pela CBCT, o espaço do ligamento periodontal não pôde ser, ou quando o podia, foi apenas mal avaliado para 86% dos dentes, enquanto que esse número foi de apenas 20% para a TC dental. Além do mais, a interface dentina-esmalte e as bordas da cavidade pulpar estavam no total muito mais bem definidas na TC dental. Conclusão: A TC dental ainda representa a norma padrão para se inspecionar as raízes dentais e seu osso circundante.

Marmulla et al. (2005) avaliaram a acuidade geométrica de imagens digitais obtidas pelo tomógrafo NewTom 9000™, por meio da comparação das medidas geométricas reais de um "*phantom*" cúbico geométrico de 12 x 12 x 12 cm com aquelas provenientes da imagem tomográfica e concluíram que as medidas geométricas obtidas das reconstruções volumétricas do aparelho NewTom 9000™ são confiáveis e, portanto, podem ser empregadas para o planejamento tridimensional da reabilitação com implantes dentários ósseointegráveis. Entretanto o estudo demonstrou um erro absoluto de medição de 0,13 mm e um desvio padrão de 0,09 mm. Isso poderia sugerir que existe o potencial para uma melhoria na precisão da medição quando a CBCT é comparada à TC médica. Os autores relataram que o NewTom 3G™, que de acordo com os fabricantes, oferece uma resolução melhorada.

Schulze et al. (2005) compararam a qualidade de imagens tomográficas de um crânio humano esqueletizado, no qual estavam fixos duas esferas e alguns cliques metálicos. adquiridas pelo NewTom 9000™ e pelo Siremobil Iso-C<sup>3D</sup>™ (Siemens Medical Solutions™), sistemas que se baseiam nos mesmos princípios físicos. Para permitir avaliação qualitativa, três tomadas tomográficas comparáveis

foram selecionadas: axial, transversal da região do dente 47 e panorâmica do lado direito. Nesses três cortes, 5 radiologistas e 5 cirurgiões experientes avaliaram dez estruturas anatômicas, designando notas em uma escala de 1 a 5, sendo 1, imagem muito boa, e 5, muito ruim. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada para oito pontos anatômicos ( $p < 0.01$ ). No entanto, artefatos metálicos foram menos pronunciados nas imagens do NewTom 9000 ( $p < 0.004$ ) e o côndilo mandibular foi melhor visualizado nas imagens do Siremobil Iso-C<sup>3D</sup> ( $p < 0.005$ ). Nessas duas regiões houve diferença estatisticamente significativa. Segundo os autores, os resultados pré-clínicos obtidos nesse estudo ilustraram que a visualização tridimensional de estruturas ósseas na região crânio-facial é possível utilizando ambos os sistemas de feixe cônico de radiação, sendo as grandes vantagens destes a baixa dose de radiação à qual o indivíduo é exposto durante o exame e a redução nos artefatos metálicos.

Cevidanes et al. (2006) afirmaram que a imagem 3D pode promover informações importantes na clínica e pesquisa, principalmente quando se transfere a tradicional análise cefalométrica 2D para a nova técnica 3D, sendo necessário sua comparação. Destacaram que a aquisição volumétrica CBCT provê ferramentas de simulação que ajuda a ocupar uma largura entre os tipos de imagens. As aquisições podem simular cortes panorâmicas e cefalométricos lateral e frontal que podem ser comparados com as já existentes. Salientaram que as imagens 3D na Ortodontia incluem o diagnóstico inicial e a sobreposição dos fatores de crescimento, mudanças durante o tratamento e a estabilização. As imagens 3D da aquisição volumétrica CBCT mostram a inclinação das raízes dentárias e o torque, posição de dentes impactados e supranumerário, espessura, morfologia de sítios ósseos para ancoragem de mini-implantes e locais de osteotomia no planejamento cirúrgico. Por

fim, destacaram que a relação entre tecidos moles e o espaço aéreo pode ser avaliado pela 3D.

Guerrero et al. (2006) relataram que a obtenção de imagens diagnósticas orofaciais tem crescido dramaticamente nos últimos anos. Quando o uso de implantes endósseos revolucionou a reabilitação oral, uma técnica especializada tornou-se disponível para o planejamento pré-operatório da colocação de implante oral: a CBCT. Essa tecnologia de obtenção de imagens produz visões 3D e seccionais cruzadas das arcadas. É óbvio que esses aparelhos não estão na mesma classe das máquinas de TC em custo, tamanho, peso, complexidade e dose de radiação. Portanto, ele é considerado como sendo o exame de escolha quando se executa uma avaliação de risco-benefício. A revisão descrita em seu artigo trata das modalidades de obtenção de imagens disponíveis para fins de planejamento pré-operatório com um foco específico no uso da CBCT e do software para o planejamento da cirurgia de implante oral.

Loubele et al. (2006) avaliaram quantitativamente a qualidade de modelos do osso da arcada gerados da CBCT por comparação com modelos similares obtidos da MSCT. Material e Métodos: Três estudos de casos foram efetuados envolvendo imagens de *phantoms* antropomórficos da cabeça e de pacientes reais obtidas com três aparelhos de CBCT (NewTom 9000™, Accuitomo 3D™ e i-CAT™) e dois MSCT (Somatom VolumeZoom™ e Lightspeed™). O osso foi segmentado a partir das imagens da CBCT e da MSCT usando *thresholding* global. As diferenças de segmentação da CBCT *versus* MSCT foram avaliadas comparando-se medições de espessura óssea em locais anatomicamente correspondentes, identificados automaticamente pela CBCT, ao registro da imagem da MSCT. Resultados: Houve uma diferença estatisticamente significativa entre as espessuras ósseas

segmentadas da CBCT e da MSCT, variando de 0,05 +/- 0,47 mm (i-CAT™) até 1,2 +/- 1,00 mm (Accuitomo 3D™, maxila posterior). Conclusão: Um método automatizado, reproduzível e independente do observador foi desenvolvido para avaliar a qualidade dos modelos ósseos da CBCT usando-se a MSCT como o método clinicamente estabelecido de referência. Este método de validação é geralmente aplicável em casos nos quais nenhuma precisão geométrica básica esteja disponível.

Ludlow et al. (2006) apresentaram um estudo que forneceu medições comparativas da dose efetiva para três unidades de CBCT comercialmente disponíveis com um campo-de-visão (FOV) grande (12"): CB Mercuray™, NewTom 3G™ e i-CAT™. Métodos: Dosímetros termoluminescentes (TLD) foram posicionados em 24 locais por todas as camadas da cabeça e pescoço de um fantasma de crânio humano RANDO equivalente em tecido. Dependendo da disponibilidade, os modos de exame com o FOV de 12" e com um FOV menor foram usados com uma geometria similar de posicionamento do *phantom* para cada unidade de CBCT. As doses ponderadas de radiação aos órgãos individuais foram somadas usando-se os fatores de ponderação do ICRP de 1990 (E(1990)) e aquele proposto em 2005 (E (esboço de 2005)) para calcular duas medições da dosagem efetiva de corpo inteiro. A dose como um múltiplo de uma dose de radiografia panorâmica representativa foi também calculada. Resultados: Para experimentos repetidos, a dosimetria foi geralmente reproduzível dentro de 2,5%. As doses calculadas em micro-Sv (E(1990) [corrigido] e (E(esboço de 2005)) foram: NewTom 3G™ (45, 59), i-CAT™ (135, 193) e CB Mercuray™ (477, 558). Essas são de 4 a 42 vezes maiores do que as doses de exame panorâmico comparável (6,3 micro-SV [corrigido], 13,3 micro-SV) Reduções na dose foram observadas com a redução no

tamanho do campo e nos fatores mA e kV da técnica. Conclusões: A dose da CBCT varia substancialmente dependendo do aparelho, do FOV e dos fatores da técnica selecionada. O dano da dose efetiva é de várias a muitas vezes maior do que na captura de imagens panorâmicas convencionais e uma ordem de magnitude ou mais menor do que as doses reportadas para a TC convencional.

Macchi et al. (2006) salientaram que a obtenção das imagens exatas da região crânio-facial é crítica quando for realizar o desenvolvimento do diagnóstico ortodôntico e plano de tratamento. Descreveram um método de imagem que promove a visualização 3D da maxila e mandíbula e um modelo variável de acordo com o fator anatômico individual. Este método usa tomografia computadorizada por aquisição volumétrica CBTC que oferece imagens com maior resolução com relativa baixa dose de exposição à radiação.

Park et al. (2006) propuseram um tipo de análise cefalométrica usando a tomografia computadorizada 3D. Ressaltaram que as técnicas consideradas 2D são usadas para entender as estruturas 3D, ao passo que a primeira apresenta sérias limitações. Foram utilizados 16 pacientes masculinos e 14 femininos com faixa etária de vinte anos. Para a realização das medidas, foi usado o programa V surgery™ (Cybermed). Os resultados foram comparados com a média normal dos coreanos e não foi encontrada nenhuma diferença estatisticamente significativa. Concluíram que a tomografia computadorizada 3D pode promover informações que serão usadas no diagnóstico e plano de tratamento ortodôntico.

De acordo com Pinsky et al. (2006) realizaram um experimento *in vitro* para provar que o tamanho de um defeito ósseo pode ser mensurado precisamente pela CBTC 3D, usando mensurações volumétricas. A profundidade e o diâmetro de

defeitos ósseos simulados em (i) um bloco de acrílico e (ii) em uma mandíbula humana foram mensurados eletronicamente por 5 examinadores usando CBCT. As medidas lineares foram comparadas com as dimensões automaticamente pré-determinadas. Com o uso de um software, a extração do volume foi realizada por outro examinador em um *phantom* de acrílico e comparado com dimensões conhecidas. As informações foram analisadas usando testes-*t* duplos. No bloco de acrílico, a acurácia da média da largura foi de -0.01 mm (+/- 0.02 SE) e a diferença da média a altura foi de - 0.03 mm (+/- 0.01 SE;  $P>0.05$ ). Para a mandíbula humana, a acurácia da média da largura foi de -0.07 mm (+/- 0.02 SE) e a acurácia da média da altura foi de -0.27 mm (+/- 0.02 SE;  $P>0.01$ ). A acurácia do volume foi de - 6.9 mm<sup>3</sup> (+/- 4 SE) para cálculos automáticos e 2.3 mm<sup>3</sup> (+/- 2.6 SE) para mensurações manuais ( $P<0.001$ ). Os autores concluíram que a CBCT tem potencial para ser um método prático, não invasivo e é preciso para determinar seguramente o tamanho e o volume de lesões ósseas.

Saddy (2006) comparou os modelos de prototipagem rápida originados a partir dos dados obtidos em exames de TC helicoidal e de CBCT. Foi utilizada uma mandíbula seca e depois reconstruídas por prototipagem. Verificou que os modelos de prototipagem rápida obtidos a partir da TC helicoidal foram mais precisos do que a CBCT.

Swennen & Schutyser (2006) descreveram as vantagens e desvantagens da cefalometria 3D, sendo discutido todo potencial do CBTC neste tipo de análise. Salientaram que a tecnologia 3D tem ficado popular e abre várias possibilidades no planejamento, tratamento e acompanhamento ortodôntico. Acreditam que esta tecnologia seja uma ponte de ligação entre a cefalometria convencional e as novas

técnicas de imagem moderna que apresentam maior qualidade, exatidão e fidelidade aos dados 3D.

Swennen et al. (2006) apresentaram um método de avaliação cefalométrica pela reconstrução 3D a partir de imagens de CBCT. Foram utilizados vinte pacientes com relação óssea em normalidade para verificar a exatidão deste novo método de análise. Quarenta e duas medidas ortogonais foram utilizadas para avaliação de cada paciente. Na avaliação intra-observador, a diferença apresentou-se menor que 1 mm para todos os tipos de medidas ortogonais e na inter-observador, apenas na medida transversal. Verificaram alta relação entre os observadores. Concluíram que o método de avaliação por meio da 3D é eficaz e exato e é capaz de realizar análises em tecidos duros e moles.

Bartiling et al. (2007) avaliaram a exeqüibilidade do escaneamento da TC volumétrica baseada em detector de painel plano (FPD) da base cranial humana integral e da região maxilofacial, que até hoje foi demonstrada apenas em pequenos espécimes extirpados. Os detectores de painel plano oferecem propriedades mais favoráveis de captura de imagens em relação aos intensificadores de imagem. Portanto, é provável que eles sejam substituídos nos escaneadores de TC de feixe cônico que são atualmente utilizados para escanear partes da base cranial e da região maxilofacial. Além disso, a resolução da captura atual de imagens da TC limita o diagnóstico, o planejamento cirúrgico e a navegação intra-operatória dentro dessas regiões. A TC FPD pode superar essas limitações porque oferece uma resolução maior de estruturas de alto contraste em comparação à TC atual. Três cabeças embalsamadas de cadáveres foram escaneadas em dois escaneadores: uma TC FPD experimental que oferece um campo de escaneamento

suficientemente extenso para uma cabeça humana integral, e em uma TC multifatias atual (MSCT). Vinte oito estruturas foram comparadas. Ambos os escaneadores produziram imagens ósseas de qualidade diagnóstica. Pequenas estruturas de alto contraste tais como partes da cadeia ossicular e lâminas ósseas delgadas ficaram mais bem delineadas na TC FPD com relação à MSCT. A TC FPD da região maxilofacial e da base cranial foi classificada como superior à MSCT ( $P = 0,002$ ) como demonstrado nesse estudo experimental limitado. O escaneamento da TC FPD de alta resolução espacial de ambas as regiões em uma cabeça humana integral é exequível e pode ser levemente superior à MSCT. A TC FPD pode melhorar a precisão diagnóstica em casos selecionados, como também o planejamento cirúrgico e a precisão da navegação intra-operatória.

Hashimoto et al. (2007) avaliaram e compararam a qualidade de imagem de uma máquina de CBCT para uso dental (3DX) e o sistema de TC médica, a TC espiral de fileira multi-detectora (MDCT). Métodos: Uma maxila seca de um adulto asiático foi usada como um *phantom*. Ela foi cortada desde a apófise zigomática na direção da linha média, em paralelo ao plano da linha média, em oito fatias de espessura de 2-mm. Esse *phantom* foi retratado com as máquinas 3DX e a MDCT. As imagens foram avaliadas por sua comparação com uma fatia óssea selecionada do *phantom*. Nessa comparação, dois tipos de imagens da MDCT foram usados: um com o nível de janela (WL) e a largura de janela (WW) adequados para a observação de dentes (imagem de dente da MSCT), e o outro apropriado para a observação de osso (imagem de osso da MDCT). Três clínicos gerais e um radiologista usaram então uma escala subjetiva reportada de cinco níveis para avaliar e comparar as imagens geradas pelos dois sistemas em termos da validade. O osso reticulado como também o esmalte, dentina, cavidade pulpar, espaço do

ligamento periodontal, lâmina dura e impressão geral foram avaliados. Resultados: Diferenças estatisticamente significativas ( $P < 0,05$ ) foram encontradas para quase todos os itens de observação. Essa avaliação subjetiva esclareceu que a 3DX era superior à MDCT em termos da validade de imagem. Poucos erros intra ou interavaliador significativos foram encontrados. Conclusões: Essa avaliação subjetiva da validade da imagem revelou a 3DX como sendo superior à MDCT. Em conjunção com a dosagem baixa na pele que registraram anteriormente para a 3DX, os resultados demonstram a 3DX como sendo benéfica para o diagnóstico de imagens de tecidos duros na região maxilofacial.

O objetivo da pesquisa de Junqueira (2007) foi analisar os resultados obtidos comparativamente entre as telerradiografias cefalométricas laterais convencional, digital e as geradas pela tomografia computadorizada por aquisição volumétrica Cone Beam (CBTC). Foram realizadas distintamente as três tomadas radiográficas em 35 pacientes que estavam compreendidos na faixa etária de 12 a 14 anos. Foram utilizados dois programas específicos para a realização das análises cefalométricas de Rickets, McNamara e Jarabak, sendo utilizadas medidas lineares e angulares dos traçados. Apenas no traçado de Jarabak, foram utilizadas duas medidas lineares, para todas as outras, foi usada somente uma mensuração. Quatro tipos de exames radiográficos associados aos programas de análise cefalométrica foram utilizados. Por considerar o melhor resultado nos valores obtidos, a variável de referência foi a aquisição volumétrica CBTC em norma ortogonal, sendo comparado com os outros métodos. Verificou-se que os resultados obtidos pelas medidas angulares apresentaram menor variabilidade, enquanto as medidas lineares somente no traçado cefalométrico de McNamara obteve-se similaridade das variáveis. Observou-se que as técnicas radiográficas cefalométricas laterais convencionais

apresentaram as maiores discrepâncias em relação à variável de referência. As análises cefalométricas realizadas pelo mesmo programa obtiveram os melhores resultados. Concluiu-se que para a obtenção de análises cefalométricas mais fidedignas deve-se utilizar um mesmo programa de avaliação e a tecnologia digital, principalmente a aquisição volumétrica CBTC em norma ortogonal e a telerradiografia cefalométrica lateral digital.

Kumar et al. (2007) compararam as mensurações realizadas em cortes laterais do CBTC, usando as projeções ortogonal e perspectiva, com as telerradiografia cefalométrica lateral convencional e com o crânio seco. Os dados volumétricos foram exportados ao programa Dolphin 3D™. As projeções ortogonais e laterais foram criadas a partir do modelo virtual 3D. Foram utilizados nove linhas e cinco ângulos para as mensurações pelo próprio programa, sendo realizados em tempos diferentes. Foram verificadas as magnificações da projeção perspectiva e da imagem convencional. As medidas lineares e angulares foram avaliadas por meio da comparação de medidas repetitivas. As mensurações não diferiram entre as modalidades de imagem, com exceção para o comprimento mandibular. Nos casos das medidas medianas, o CBTC apresentou resultados significativamente melhor do que as imagens convencionais. Já a projeção ortogonal apresentou melhor exatidão nas medidas medianas do que a projeção perspectiva do CBTC e da cefalométrica convencional. Concluíram que o CBTC reproduz com precisão e exatidão similarmente a geometria cefalométrica, sendo a projeção ortogonal a que apresentou melhor eficiência do que os outros modos.

Lou et al. (2007) realizaram um estudo que teve como objetivo avaliar a informação disponível publicada sobre a confiabilidade e precisão da identificação

de referências na TC esquelética e a precisão da medição associada através da TC na região maxilofacial. Bancos de dados eletrônicos foram pesquisados com o auxílio de um bibliotecário sênior das ciências de saúde. Os resumos que pareciam satisfazer os critérios iniciais de seleção foram escolhidos por consenso. Os artigos originais foram então recuperados e suas referências examinadas à mão quanto a possíveis artigos ausentes. Um total de oito artigos satisfaz os critérios de seleção. As diferenças entre as magnitudes dos erros das referências e suas medições associadas foram discutidas. Conclui-se que sob as limitações do número de estudos disponíveis e as diferenças nas medições que acompanham os estudos, o que impede uma comparação direta entre eles, as seguintes conclusões podem ser tiradas:

- a) com a prática repetida da identificação de referência em crânios secos, o que não representa as condições da vida real, a diferença em identificações repetidas das referências craniofaciais em TC espiral 2D pode ficar dentro de 0,5 mm;
- b) cada referência exibiu um padrão característico de erro que contribuiu à imprecisão da medição;
- c) mais pesquisas são necessárias para se estabelecer a exatidão e a precisão da identificação da referência e da medição na região craniofacial com imagens volumétricas de feixe cônico.

No estudo de Loubele et al. (2007) foi comparada a validade da avaliação da largura do osso da arcada e da delimitação por meio da TC de feixe cônico (CBCT) e tomografia espiral em mandíbulas secas. Em segundo lugar, comparam a qualidade subjetiva da imagem na CBCT com aquela obtida por TC espiral multi-

fatia (MSCT) de um cadáver com seus tecidos moles preservados. Materiais e Métodos: O estudo incluiu 25 mandíbulas humanas secas para o estudo dimensional e uma maxila formalizada para a avaliação da qualidade de imagem. As medições das mandíbulas por meio de um paquímetro digital de escala móvel agiram como a norma padrão. O exame radiográfico das regiões do canino e pré-molar foi efetuado com a CBCT e a TC espiral. Medições observacionais foram efetuadas por pós-graduandos na obtenção de imagens orais. A qualidade subjetiva da imagem foi avaliada na maxila fixada, incluindo os tecidos moles, pela comparação da CBCT e da MSCT. As variabilidades inter e intra-observador foram determinadas. Resultados: Medições mandibulares diretas foram em média 0,23 mm (DP 0,49) e 0,34 mm (DP 0,90) maiores do que as medições da CBCT e da TC espiral, respectivamente. A qualidade subjetiva da imagem da CBCT foi significativamente melhor do que para a MSCT com respeito à visualização e delimitação da lâmina dura e do espaço do ligamento periodontal. A qualidade subjetiva da imagem da MSCT foi significativamente melhor do que a CBCT para a gengiva e o osso cortical. Conclusões: Esses resultados indicam que em mandíbulas secas, as medições da largura do osso da arcada por meio da CBCT e da TC espiral são confiáveis, mesmo se, em média, elas subestimem ligeiramente a largura do osso. Para a qualidade subjetiva da imagem, a CBCT ofereceu uma visualização melhor dos detalhes das pequenas estruturas ósseas. A TC espiral ofereceu uma visualização melhor do osso cortical e da gengiva.

Ludlow et al. (2007) elaboraram uma pesquisa onde as imagens da tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT) de crânios secos posicionados de forma ideal e sistematicamente mal-posicionados foram medidas usando-se técnicas de medição de software bidimensional e tridimensional. As medições nas

imagens foram comparadas às medições efetuadas com paquímetro dos crânios. Os volumes da CBCT de 28 crânios em posições ideais, deslocadas e giradas foram avaliados medindo-se as distâncias entre os pontos anatômicos e fios de referência usando-se reconstruções panorâmicas (bidimensionais) e medições diretas de fatias axiais (tridimensionais). As diferenças entre as medições com paquímetro nos crânios e as medições com software nas imagens foram avaliadas com testes t emparelhados e análise de variância (ANOVA). Resultados: A acuidade da medição não foi significativamente afetada pelas alterações na posição do crânio ou a medição do lado direito ou esquerdo. Para os fios ortodônticos facilmente visualizados, a acuidade da medição foi expressa por erros médios inferiores a 0,6% para as técnicas de medição tridimensional. As medições anatômicas foram significativamente mais variáveis com respeito à técnica de medição. Conclusões: As técnicas bidimensionais e tridimensionais produzem uma medição satisfatoriamente precisa da anatomia mandibular. A medição com a CBCT não foi significativamente influenciada pela variação na orientação do crânio durante a aquisição de imagens.

Mischkowski et al. (2007a) avaliaram a navegação intra-operatória na área maxilofacial baseada na captura de imagens tridimensionais obtidas por um dispositivo de feixe cônico. Tomogramas digitais de volume (DVT) foram obtidos pelo protótipo do Galileos (Alemanha), uma máquina com um volume de exame de 15 x 15 x 15 cm. A navegação intra-operatória foi efetuada em 12 pacientes em três indicações selecionadas. O erro de detecção de alvo que expressa a acuidade da navegação do DVT e o desempenho de registro de métodos especialmente desenvolvidos para o registro de imagem-paciente foram estimados. O erro de detecção de alvo foi no máximo de 2-mm e dependia do método de registro escolhido. A taxa de detecção automática de marcadores fiduciais (de confiança)

variou entre 0,64 e 0,32. O plano de tratamento definido pré-operatoriamente foi totalmente realizado em 11 dos 12 casos. Um resultado cirúrgico favorável foi obtido em todos os casos. Complicações intra-operatórias não foram observadas. A navegação intra-operatória baseada em imagens dos DVT pode ser considerada como uma alternativa valiosa aos procedimentos baseados na TC. Características especiais da técnica de feixe cônico, em termos da resolução de contraste e do tamanho limitado do campo-de-visão dos dispositivos, restringem o espectro de indicação e criam uma demanda para modificações dos métodos usuais de registro.

O estudo realizado por Mischkowski et al. (2007b) tiveram como propósito determinar a acuidade geométrica de exames obtidos com um dispositivo de tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT) em comparação com um escaneador de tomografia computadorizada de fileira multidetectora (MDCT). Exames de feixe cônico foram obtidos com a versão pré-venda a varejo de um dispositivo de tamanho compacto com um volume de exame de 15 x 15 x 15 cm. Exames com TC convencional para comparação foram efetuados com um escaneador de TC de fileiras com 6-detectores. Para se determinar a acuidade da distância, 100 medições foram efetuadas em marcadores radiopacos em um crânio humano seco. Para se determinar a acuidade do volume, 25 medições foram efetuadas em um *phantom* geométrico. Software comercialmente disponível foi usado para a visualização tridimensional e medições nos dados das imagens. Resultados: O erro médio absoluto da medição (AME) para distâncias lineares foi de 0,26 mm (+/- 0,18 mm) para o dispositivo de CBCT e de 0,18 mm (+/- 0,17 mm) para o dispositivo da MDCT (P = 0,196 no teste *t* emparelhado). O erro médio absoluto percentual (APE) foi de 0,98% (+/- 0,73%) e de 1,26% (+/- 1,50%), respectivamente (P = 0,485 no teste *t* emparelhado). A análise de regressão linear demonstrou uma

correlação positiva entre o AME e o comprimento da distância ( $R = 0,628$ ;  $P = 0,004$ ) para medições baseadas na CBCT. O AME médio nas medições de volume foi de 1,78 mL (+/- 0,99 mL) para o dispositivo de CBCT e de 1,23 mL (+/- 0,93 mL) para aquele de MDCT. O APE médio foi de 6,01% (+/- 1,49%) e de 4,42% (+/- 1,99%), respectivamente. Conclusões: Os resultados indicam que o dispositivo de feixe cônico avaliado fornece informação satisfatória sobre distâncias lineares e volumes. Os exames de MDCT provaram ser levemente mais precisos em ambas as categorias de medição. A diferença pode ser considerada como não relevante para a maioria das aplicações clínicas. Os autores ainda ressaltam a atenção que deve ser dada às distorções dos objetos localizados na periferia do volume examinado. Elas consistem de defeitos arqueados ou curvados e turvamento dos limites do objeto causadas pela formação de halo do intensificador de imagem, e podem prejudicar a qualidade de segmentação dos objetos.

Dois sistemas, o Accuitomo 3D™ (J.Morita, Kyoto, Japão) e o NewTom Plus™ (NewTom Dental) estão disponíveis comercialmente. O Accuitomo 3D adquire 8 bit de imagens de alta resolução (tendo o voxel cúbico 0,119 mm de comprimento), mas a aquisição volumétrica é limitada a um cilindro de 3,0 cm de altura e 4,0 cm de diâmetro. O NewTom Plus™ captura 12 bit de imagens num volume maior (24 cm de altura, 26 cm de diâmetro), mas a definição espacial é mais baixa (o voxel cúbico tem 0,22 mm de comprimento). Como resultado, o Accuitomo 3D™ pode exibir uma imagem que inclui a área de dois a três dentes com alto detalhe, enquanto o NewTom Plus™ pode mostrar a maxila e a mandíbula inteiras (White, Pharoah, 2007).

Loubele et al. (2008) compararam a acuidade da tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT) e da TC multi-fatia (MSCT) para medições

lineares do osso da arcada. Uma maxila humana fixada em formalina foi retratada com CBCT (Accuitomo 3D™, Japão) e MSCT (Somatom™ 4-fatias e Somatom™ 16-fatias, Alemanha). As imagens da MSCT foram reconstruídas usando-se diferentes filtros de reconstrução para otimizar a visualização óssea (U70u e U90u para 4-fatias e H30s e H60s para 16-fatias). Antes do exame, pequenos marcadores de guta-percha foram colados nos tecidos moles sobrejacentes ao osso maxilar nos lados de cima e baixo da crista alveolar para definir um conjunto de medições lineares reproduzíveis em 11 planos. As medições nas imagens foram efetuadas por dois observadores. A norma padrão foi determinada por meio de medições físicas com um paquímetro por três observadores. Resultados: A acuidade das medições lineares foi de 0,35 +/- 1,31 mm (U70u) e de 0,06 +/- 1,23 mm (U90u) para a 4-fatias, de 0,24 +/- 1,20 mm (H60s) e de 0,54 +/- 1,14 mm (H30s) para a 16-fatias e de - 0,09 +/- 1,64 mm para o Accuitomo 3D™. Análise estatística com análise dupla da variância não demonstrou qualquer discordância significativa inter ou intra-observador para as medições físicas ou radiológicas. Não houve também qualquer diferença significativa para as medições nos diferentes filtros de reconstrução. Conclusão: A CBCT e a MSCT ofereceram acuidade submilimétrica para as medições lineares em um espécime ex-vivo. Os autores observaram também que as imagens reconstruídas do Accuitomo 3D são mais precisas no centro do FOV.

Mischkowski et al. (2008) realizaram um experimento que teve como objetivo comparar a qualidade diagnóstica de reformações multiplanares geradas por um dispositivo de feixe cônico com a qualidade diagnóstica de reformações multiplanares obtidas usando-se um escaneador de TC de fileira multidetectora com tecnologia de ponta. Métodos: Tomogramas digitais de volume (DVT) foram obtidos com o protótipo do Galileos (Alemanha), uma máquina com um volume de exame de

15 x 15 x 15 cm. Os exames de TC foram efetuados para comparação com dois escaneadores de TC de fileiras com 16-detectores. O estudo incluía 30 pares de imagens obtidas dos mesmos pacientes. As reformações multiplanares nos planos axial, coronal e sagital foram avaliadas subjetivamente por três observadores usando uma escala de 1 (excelente) a 5 (ruim) em 35 critérios ponderados incluindo detecção de descobertas, qualidade de imagem e visualização de várias estruturas anatômicas. Resultados: Não houve diferença estatisticamente significativa entre DVT e TC nos valores cumulativos que expressavam a qualidade diagnóstica das reformações ( $P = 0,071$ ). A concordância interobservador foi melhor com a TC do que com o DVT. A detecção de descobertas e a visualização da maioria das estruturas anatômicas com a área mandíbulo-maxilar foram classificadas no mesmo nível para DVT como também para TC. Conclusões: A qualidade diagnóstica das reformações multiplanares pode ser considerada a mesma para ambos os dispositivos. Embora a nitidez, o nível de ruído e a resolução de contraste não atinjam o nível da TC, as imagens nos DVT provaram ser estatisticamente não inferiores para a detecção de lesões que podem ser adequadamente retratadas por ambos os modos de captura de imagens. Em seu estudo os autores relataram ainda que as estruturas ou partes estruturais localizadas próximas às bordas do campo de captura de imagens do dispositivo de DVT não ficaram claramente delineadas e estavam borradas.

O estudo de Stratemann et al. (2008), tiveram como objetivo determinar a precisão da medição de distâncias lineares entre referências comumente utilizadas na análise ortodôntica em um crânio humano usando-se dois sistemas de CBCT. Métodos: Medições de comprimento foram efetuadas usando-se dados volumétricos de dois sistemas de CBCT e foram comparadas com medições físicas usando-se um

paquímetro digital aplicado a um crânio humano adulto (figura 7). As referências foram identificadas com esferas de aço-cromo posicionadas em 32 referências craniais e 33 mandibulares e as medições lineares foram efetuadas com um paquímetro digital. O crânio foi então examinado com dois sistemas diferentes de CBCT: o NewTom QR DVT 9000™ e o CB MercuRay™ da Hitachi. Os dados de TC, incluindo os dados do ponto de referência, foram segmentados por *threshold* usando-se o software CyberMed. As segmentações resultantes foram exportadas do software como arquivos VRML (WRL) para o software Amira (3.1). Resultados: O erro foi pequeno em comparação à norma padrão das medições físicas do paquímetro para os dados gerados pelo NewTom QR DVT 9000™ (0,07 +/- 0,41 mm) e pelo CB MercuRay™ (0,00 +/- 0,22 mm). O erro absoluto em relação à norma padrão foi levemente positivo, indicando uma compressão menor com relação à medição do paquímetro. O erro foi levemente menor no CB MercuRay™ do que no NewTom 9000™, provavelmente devido a uma faixa mais ampla de escala de cinza para se descrever a atenuação do feixe em dados de 12-bits versus 8-bits. Conclusões: Os dados volumétricos produzidos com ambos os sistemas de CBCT forneceram dados altamente precisos em comparação à norma padrão das medições físicas efetuadas diretamente nos crânios, com um erro relativo inferior a 1%.

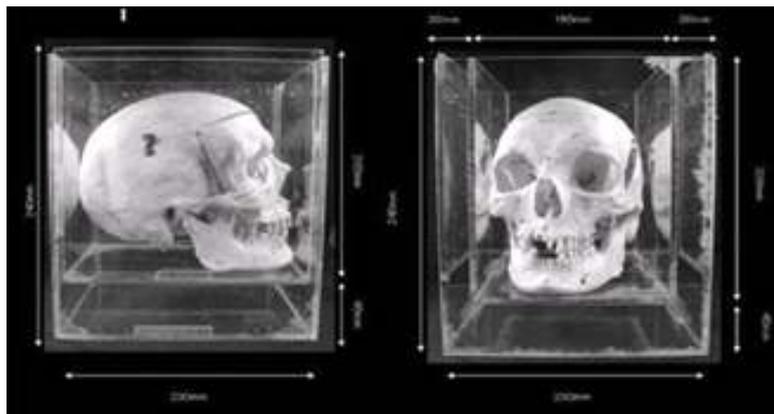


Figura 7 - Tanque acrílico com o crânio humano para escaneamento no sistema CBTC.

Fonte: Stratemann, 2008.

Suomalainen et al. (2008) avaliaram a acuidade de medições lineares obtidas com CBCT e MSCT pela alteração das doses de radiação usando-se planejamento pré-operatório da colocação de implantes orais como um modelo. Métodos: uma mandíbula de cadáver humano foi examinada seca e imersa em uma solução isointensa de sacarose com tecido mole. Dois leitores mediram quatro distâncias lineares duas vezes de cada seção. A mandíbula foi cortada em fatias de 4-mm de espessura em três locais marcados. Essas fatias foram micro-radiografadas e usadas como a norma padrão para as medições de cada seção. Resultados: as correlações interclasse entre as leituras intra e interobservador obtidas com os diferentes métodos demonstraram uma combinação quase perfeita. O erro de medição (ME) demonstrou diferenças significativas entre os métodos estudados ( $P = 0,022$ ): o ME médio foi de 4,7% para a CBCT e de 8,8% para a MSCT da mandíbula seca, de 2,3 e 6,6%, respectivamente, para a mandíbula imersa em uma solução de sacarose e de 5,4 para a MSCT de dose baixa. A diminuição da dose de radiação da MSCT para menos de um quarto de seu valor original convencional não afeta significativamente o ME. Conclusões: a CBCT é uma

ferramenta confiável para medições de planejamento de implante em comparação à MSCT. Nesse estudo, uma redução considerável na dose de radiação pôde ser obtida com exames da MSCT de dose baixa sem uma perda substancial da acuidade de medição.

### 3 PROPOSIÇÃO

Esta pesquisa avaliou e comparou a precisão das imagens axiais adquiridas nos tomógrafos i-CAT™ (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA) e NewTom 3G™ (Quantitative Radiology s.r.l, Verona, Veneto, Itália), seguindo protocolos de aquisição de imagens com diferentes resoluções espaciais, avaliando:

- a) o protocolo de aquisição mais preciso do tomógrafo i-CAT™ em relação ao real;
- b) o protocolo de aquisição mais preciso do tomógrafo NewTom 3G™ em relação ao real;
- c) se existem diferenças estatísticas em relação à precisão das medidas realizadas nas imagens obtidas dos protocolos dos tomógrafos i-CAT™ e do NewTom 3G™ em relação ao real;
- d) se existem discrepâncias entre os valores comparados e que podem interferir na correta indicação do protocolo de aquisição de imagem para cada caso;
- e) a aplicação clínica dos protocolos de aquisição de imagem de ambos os sistemas CBCT.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 Materiais utilizados

- a) 01 *phantom* fixado em um suporte de acrílico;
- b) Óxido de Zinco e Eugenol Tipo III (Dentisplay®);
- c) 02 níveis da marca Simetall Ferramentas;
- d) Tomógrafo Computadorizado i-CAT™ (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA);
- e) Tomógrafo Computadorizado NewTom 3G™ (Quantitative Radiology s.r.l , Verona, Veneto, Itália).

### 4.2 Confecção do phantom

O *phantom* foi produzido com Nylon, um material pouco radiopaco e com baixo coeficiente de dilatação térmica, em formato cilíndrico, de dimensões: 5 cm de diâmetro e 10 cm de comprimento, com 4 canaletas, com 1 mm de profundidade cada, dispostas a 90° entre si no eixo longitudinal do cilindro e 10 canaletas, com 1 mm de profundidade cada, dispostas transversalmente com um intervalo de 10 mm entre si. O *phantom* foi fixado em um suporte de acrílico, o que permitiu que o mesmo ficasse com seu eixo longitudinal em uma posição horizontal, pois está em 90° com um apoio de acrílico (figura 8).

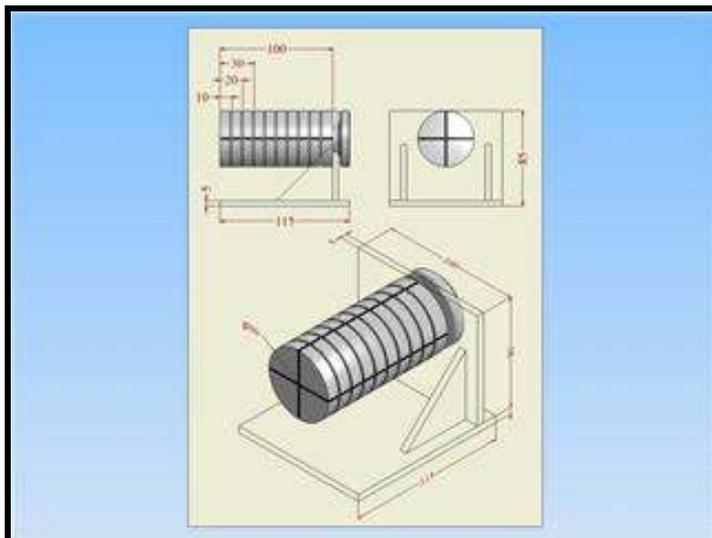


Figura 8 - Projeto do *phantom* em CAD.

### 4.3 Calibração dimensional do *phantom*

O *phantom* foi encaminhado ao Laboratório de Metrologia Mitutoyo Sul Americana Ltda., na cidade de Suzano-SP, para a calibração dimensional onde foi usado o procedimento de medição PML - 0024 Versão 1/1 sob temperatura ambiente entre  $20,0 \pm 0,5^{\circ}\text{C}$ . Neste procedimento foi verificado, quatro vezes, o diâmetro do *phantom* (cilindro) em 10 secções conforme identificado no padrão em duas coordenadas A/B e C/D gerando um relatório (Anexo C) onde se obteve uma média dos resultados. A incerteza da medição foi de  $U = 0,01 \text{ mm}$ , e ela é baseada em uma incerteza padrão combinada multiplicada por um fator de abrangência  $k = 2,3$  para um nível de confiança de aproximadamente 95%.

Após a realização da calibração dimensional do *phantom*, foi inserido uma pequena porção de óxido de zinco e eugenol tipo III em cada intersecção das canaletas do *phantom* para a identificação das “secções” selecionadas para o experimento (figura 9). Para identificação dos “pontos” com óxido de zinco e eugenol tipo III, foi usado um papel adesivo com as letras A, B, C e D e os números

correspondentes de 1 a 10 (figura 10).

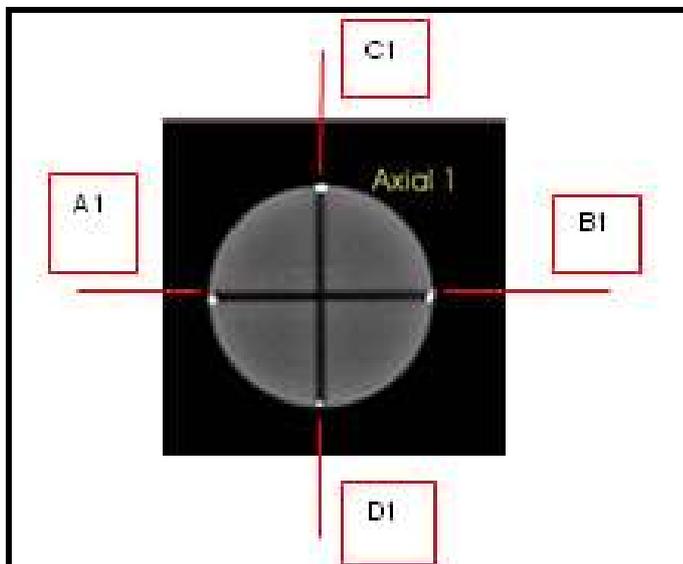


Figura 9 - Imagem do *phantom* com as coordenadas A1, B1, C1 e D1.

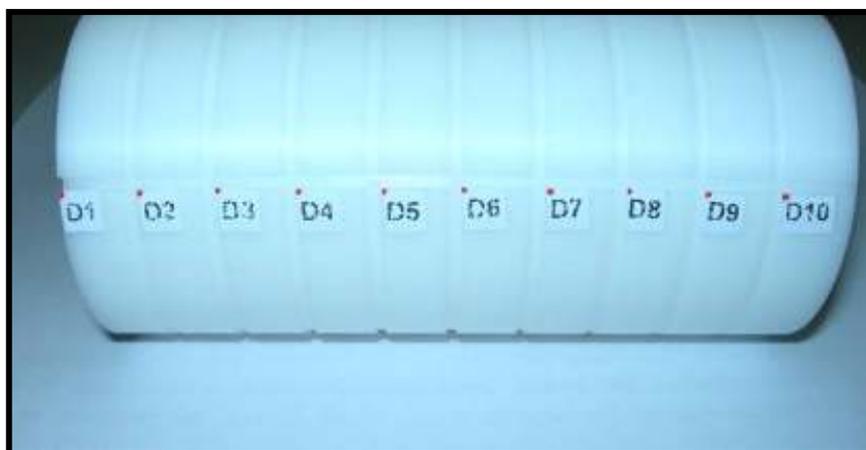


Figura 10 - Identificação das coordenadas do *phantom*.

#### 4.4 Aquisição das imagens

Após a obtenção das medidas reais, o *phantom* foi levado ao Instituto de Radiodiagnóstico Odontológico (IRO), em Campinas-SP, para escaneamento do *phantom* nos tomógrafos i-CAT™ e NewTom 3G™, seguindo protocolos de

aquisição de imagens com diferentes resoluções espaciais, de acordo com cada tomógrafo.

- a) i-CAT™ FOV de 20 cm, na aquisição de 40s (voxel de 0,4 mm);
- b) i-CAT™ FOV de 13 cm, na aquisição de 10 s (voxel de 0,4 mm);
- c) i-CAT™ FOV de 13 cm, na aquisição de 20s (voxel de 0,3 mm);
- d) i-CAT™ FOV 13 de cm, na aquisição de 20s (voxel de 0,4 mm);
- e) i-CAT™ FOV de 13 cm, na aquisição de 40s (voxel de 0,25 mm);
- f) NewTom 3G™ FOV de 12 polegadas (30,48 cm) (voxel de 0,36 mm);
- g) NewTom 3G™ FOV de 9 polegadas (22,86 cm) (voxel de 0,25 mm);
- h) NewTom 3G™ FOV de 6 polegadas (15,24 cm) (voxel de 0,16 mm).

Na aquisição das imagens tomográficas pelo aparelho NewTom 3G™, o suporte do *phantom* foi colocado de forma a centralizá-lo na área de exame, com seu eixo longitudinal paralelo ao solo (figuras 11 e 12). Foi usado dois níveis da marca Simetall Ferramenta® para a confirmação, permitindo que o *phantom* permanecesse estável durante a aquisição de imagens.

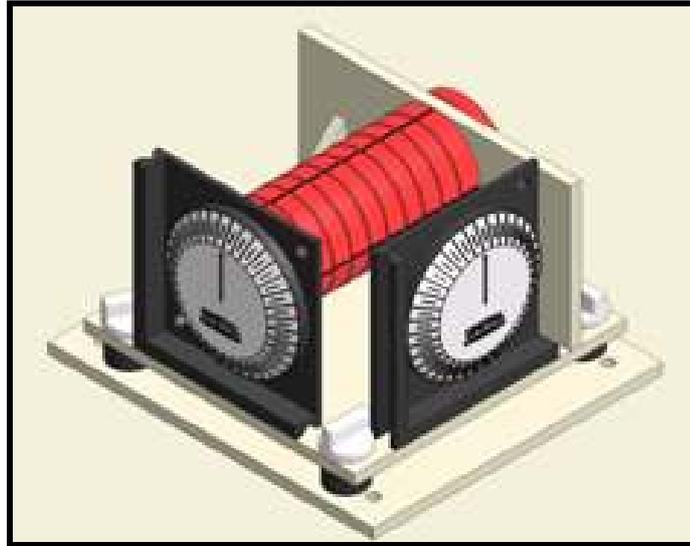


Figura 11 - Esquema de posicionamento do *phantom*.



Figura 12 - Posicionamento do *phantom* no NewTom 3G™

Na aquisição das imagens tomográficas pelo aparelho i-CAT™, o *phantom* foi posicionado de forma que seu eixo longitudinal ficasse na posição vertical em relação ao solo, no sentido ínfero-superior, tendo como referência um indivíduo se submetendo ao exame. Para o i-CAT™, não houve necessidade de uso do suporte, pois este equipamento oferece um anteparo próprio para o escaneamento de objetos, do tipo prótese ou guia cirúrgico-radiográfico. Foi usado dois níveis da marca Simetall Ferramenta® para a confirmação do posicionamento, permitindo que o *phantom* permanecesse estável durante a aquisição de imagens (figura 13).



Figura 13 - Posicionamento do *phantom* no i-CAT™.

O escaneamento do *phantom* seguiu o protocolo de calibração diária de cada equipamento, sob temperatura ambiente entre 20,0 +/- 0,5°C.

#### 4.5 Mensuração das imagens

Após o escaneamento do *phantom* pelos tomógrafos, foi realizada a reconstrução primária com a máxima resolução e na seqüência foi feita a reconstrução secundária, com cortes de 1,5 mm de espessura, obtendo, assim, imagens axiais. Considerando o posicionamento do *phantom* nos tomógrafos, iniciou-se a mensuração pela imagem axial pela primeira secção. Entretanto a primeira secção não foi utilizada na pesquisa uma vez que o material óxido de zinco e eugenol não se limitou a um ponto para identificação devido ao escoamento do material pela solução de continuidade das canaletas na superfície. Assim, a mensuração foi feita a partir da segunda secção.

Para a avaliação destas imagens, usou-se o software próprio de cada tomógrafo. Essas foram visualizadas em um monitor LCD de tela plana de 17" (LG modelo 5000:1), com resolução de 1280 x 1024 pixels e máxima qualidade de cor (12 bits), sem o uso de ferramentas de brilho e contraste, nem filtros de suavização.

Foi mensurado o diâmetro do *phantom* em 9 secções conforme identificado no padrão em duas coordenadas  $A_n/B_n$  e  $C_n/D_n$  sendo  $n=2, \dots, n=10$ , na profundidade da canaleta, ou seja, entre "pontos" com óxido de zinco e eugenol tipo III (figura 14). Essa mensuração foi realizada com a utilização de uma ferramenta do programa de cada tomógrafo. Para cada imagem axial foram realizadas mensurações no sentido horizontal (distância A-B) e no sentido vertical (distância C-D) quatro vezes, de forma aleatória, com intervalo de uma semana.

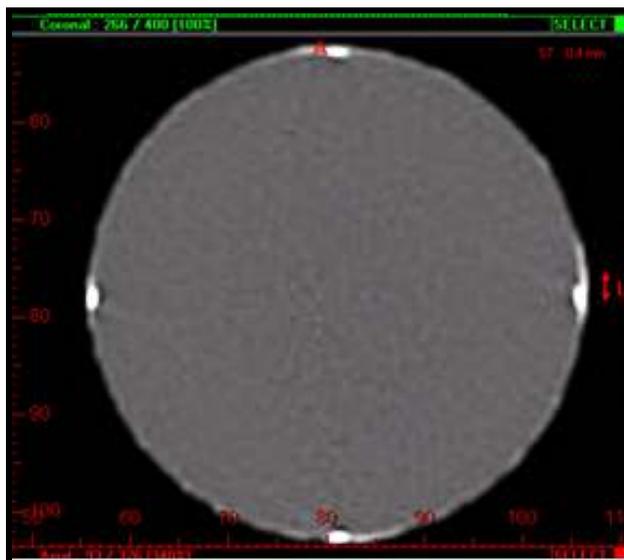


Figura 14 - Imagem das marcas do óxido de zinco e eugenol tipo III.

#### 4.6 Análise estatística

Os valores das quatro repetições para cada coordenada foram lançados em uma planilha de dados, separados por tomógrafo, por protocolo de aquisição, por secção e por distância (A-B e C-D). E com base nos dados coletados, dois profissionais da área de Estatística realizaram a análise do experimento usando o software R versão 2.7.1.

Foram comparados os dados coletados às medidas reais, calculando os valores mínimos e máximos, as médias e os desvios padrão por tomógrafo, e por protocolo de aquisição. Além disso, realizou-se uma análise de variância (ANOVA), com dois fatores para medidas repetidas. Aplicou-se o teste de Tukey para comparação dos protocolos e o Teste de Wilcoxon com correção de Bonferroni para comparar os desvios padrões médios entre os protocolos.

Foi adotado o nível de significância de 95% ( $\alpha=5\%$ ) para todos os testes.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Tomógrafo i-CAT™

Na avaliação do tomógrafo i-CAT™ foram utilizados 5 protocolos: 20cm 40s 0,4mm, 13cm 10s 0,4mm, 13cm 20s 0,3mm, 13cm 20s 0,4mm e 13cm 40s 0,25 mm.

Para cada imagem axial foram realizadas mensurações no sentido horizontal (distância A-B) e no sentido vertical (distância C-D), de forma aleatória, quatro vezes com intervalo de uma semana.

As figuras 15 e 16 apresentam os gráficos tipo *Box-plot* para as medidas segundo a imagem axial e o protocolo. Tanto para as distâncias A-B como para as distâncias C-D, todos os protocolos apresentaram valores inferiores às reais. O protocolo 20 cm 40s 0,4mm foi o que apresentou menores distâncias. Houve divergência com relação à variabilidade entre as imagens axiais.

As tabelas 2 e 3 apresentam a distância média e os desvios padrões por imagem axial e protocolo. Os protocolos 13 cm 20s 0,3 mm e 13 cm 20s 0,4 mm são os que apresentam menores desvios padrões, comparados aos demais.

Analisando as distâncias para cada protocolo, sem fazer distinção das imagens axiais, observa-se que o protocolo 13 cm 20s 0,3 mm foi o que apresentou menores desvios padrões (0,1574 mm para a distância A-B e 0,1823 mm para a distância C-D). As figuras 17 e 18 apresentam os gráficos de *Box-plot* para as distâncias A-B e C-D, respectivamente, por protocolo.

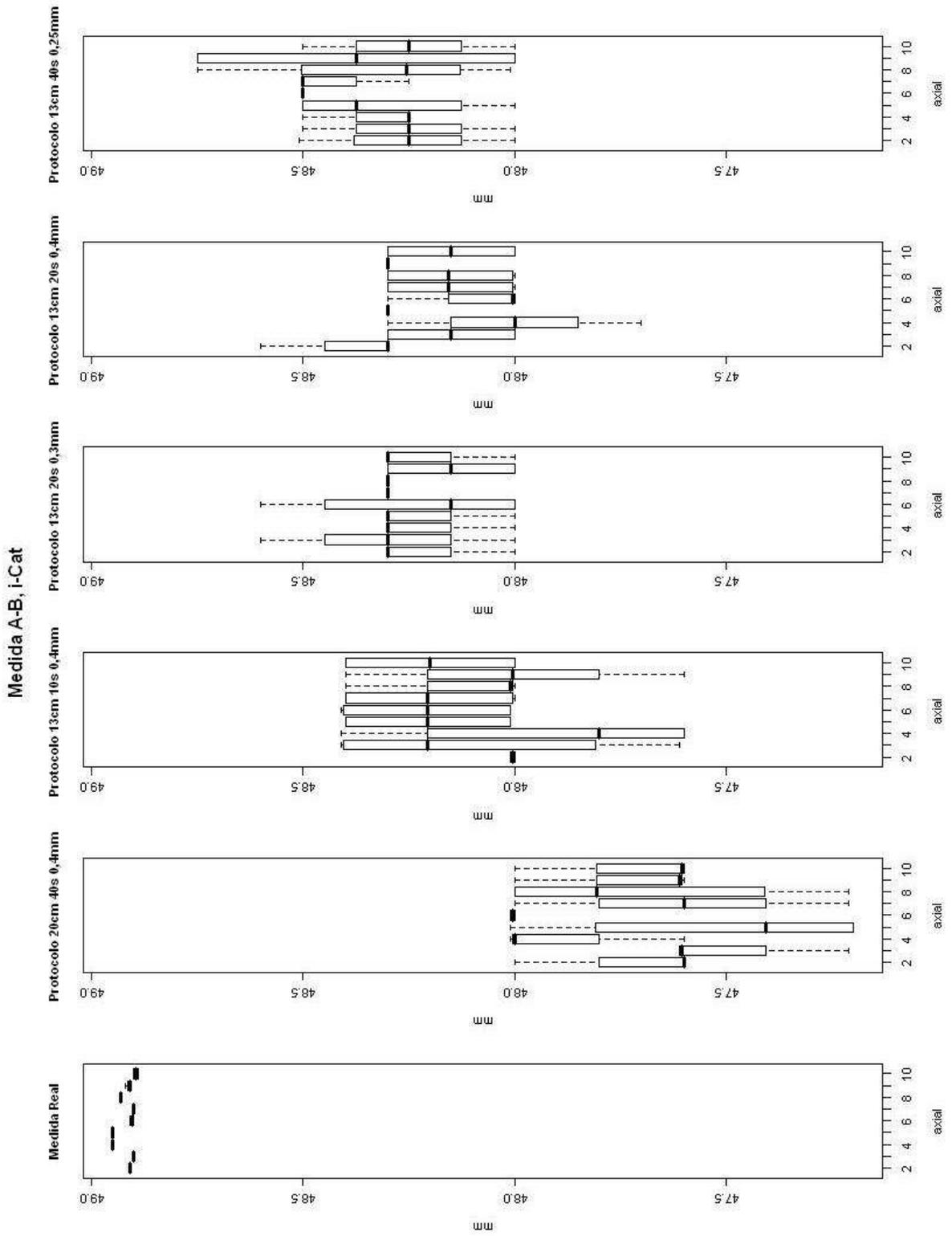


Figura 15 - *Box-plot* para a distância A-B por protocolo e imagem axial.

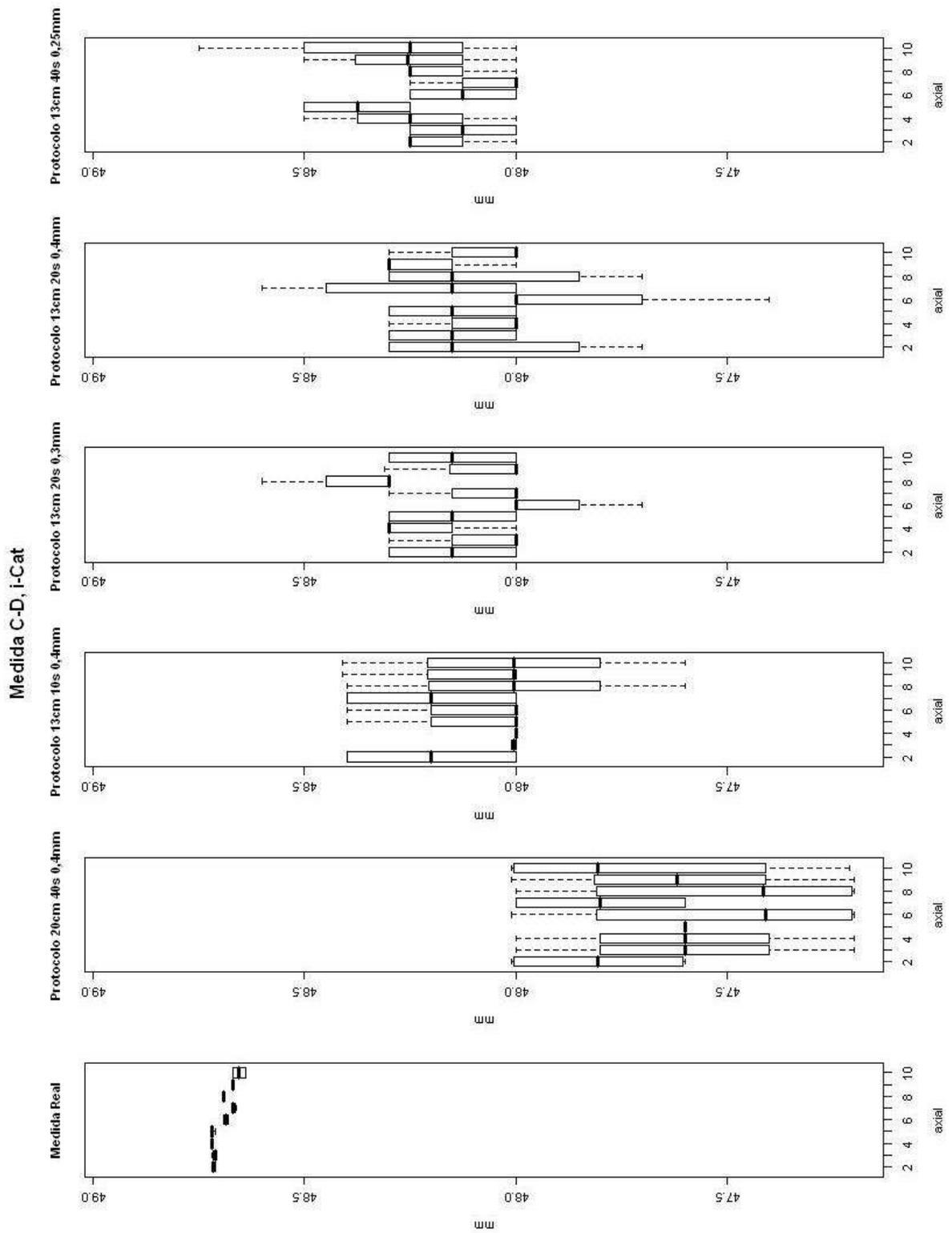


Figura 16 - *Box-plot* para a distância C-D por protocolo e imagem axial.

Tabela 2 - Valores de média e desvio padrão para a distância A-B segundo as imagens axiais e protocolos.

Axial	Distância A-B - i-CAT™											
	Med. Real		20cm 20s 0,4mm		13cm 10s 0,4mm		13cm 20s 0,3mm		13cm 20s 0,4mm		13cm 40s 0,25mm	
	média	dp	média	dp	média	dp	média	dp	média	dp	média	dp
2	48,9100	0,0000	47,7000	0,2000	48,0050	0,0058	48,2250	0,1500	48,3750	0,1500	48,2525	0,2082
3	48,9000	0,0000	47,5075	0,1984	48,1075	0,3804	48,3000	0,2449	48,1500	0,1732	48,2500	0,2041
4	48,9500	0,0000	47,9025	0,2017	47,9025	0,3873	48,2250	0,1500	48,0000	0,2449	48,3125	0,1250
5	48,9500	0,0000	47,5050	0,3882	48,2050	0,2252	48,2250	0,1500	48,3000	0,0000	48,3125	0,2394
6	48,9050	0,0058	48,0050	0,0058	48,2075	0,2281	48,2250	0,2872	48,0775	0,1484	48,5000	0,0000
7	48,9000	0,0000	47,6025	0,3225	48,2025	0,2281	48,3000	0,0000	48,1525	0,1704	48,4375	0,1250
8	48,9300	0,0000	47,7050	0,3778	48,1050	0,1967	48,3000	0,0000	48,1525	0,1704	48,3175	0,3106
9	48,9125	0,0050	47,7050	0,1967	48,0025	0,3266	48,1500	0,1732	48,3000	0,0000	48,3750	0,4330
10	48,8950	0,0058	47,7025	0,1984	48,2000	0,2309	48,2250	0,1500	48,1500	0,1732	48,2500	0,2041

Tabela 3 - Valores de média e desvio padrão para a distância C-D segundo as imagens axiais e protocolos.

Axial	Distância C-D - i-CAT™											
	Med. Real		20cm 20s 0,4mm		13cm 10s 0,4mm		13cm 20s 0,3mm		13cm 20s 0,4mm		13cm 40s 0,25mm	
	média	dp	média	dp	média	dp	média	dp	média	dp	média	dp
2	48,7150	0,0058	47,8050	0,2310	48,2000	0,2309	48,1500	0,1732	48,0750	0,2872	48,1875	0,1250
3	48,7125	0,0050	47,6000	0,3266	48,0050	0,0058	48,0750	0,1500	48,1500	0,1732	48,1250	0,1443
4	48,7200	0,0000	47,6000	0,3266	48,0000	0,0000	48,2250	0,1500	48,0750	0,1500	48,2500	0,2041
5	48,7175	0,0050	47,6000	0,0000	48,1000	0,2000	48,1500	0,1732	48,1500	0,1732	48,3750	0,1443
6	48,6850	0,0058	47,5075	0,3856	48,1000	0,2000	47,9250	0,1500	47,8500	0,3000	48,1250	0,1443
7	48,6675	0,0050	47,8000	0,2309	48,2000	0,2309	48,0750	0,1500	48,2250	0,2872	48,0625	0,1250
8	48,6900	0,0000	47,5075	0,3822	48,0025	0,3266	48,3750	0,1500	48,0750	0,2872	48,1875	0,1250
9	48,6700	0,0000	47,6125	0,3308	48,1050	0,2034	48,0775	0,1550	48,2250	0,1500	48,2525	0,2042
10	48,6550	0,0173	47,7075	0,3804	48,0050	0,3307	48,1500	0,1732	48,0750	0,1500	48,3125	0,3146

Tabela 4 - Valores de média e desvio padrão por protocolo (sem fazer distinção por imagem axial).

Distância	i-CAT™											
	Med. Real		20cm 20s 0,4mm		13cm 10s 0,4mm		13cm 20s 0,3mm		13cm 20s 0,4mm		13cm 40s 0,25mm	
	média	dp	média	dp	média	dp	média	dp	média	dp	média	dp
A-B	48,9169	0,0205	47,7039	0,2757	48,1042	0,2589	48,2417	0,1574	48,1842	0,1788	48,3342	0,2233
C-D	48,6925	0,0244	47,6378	0,2927	48,0797	0,2103	48,1336	0,1823	48,1000	0,2268	48,2086	0,1843

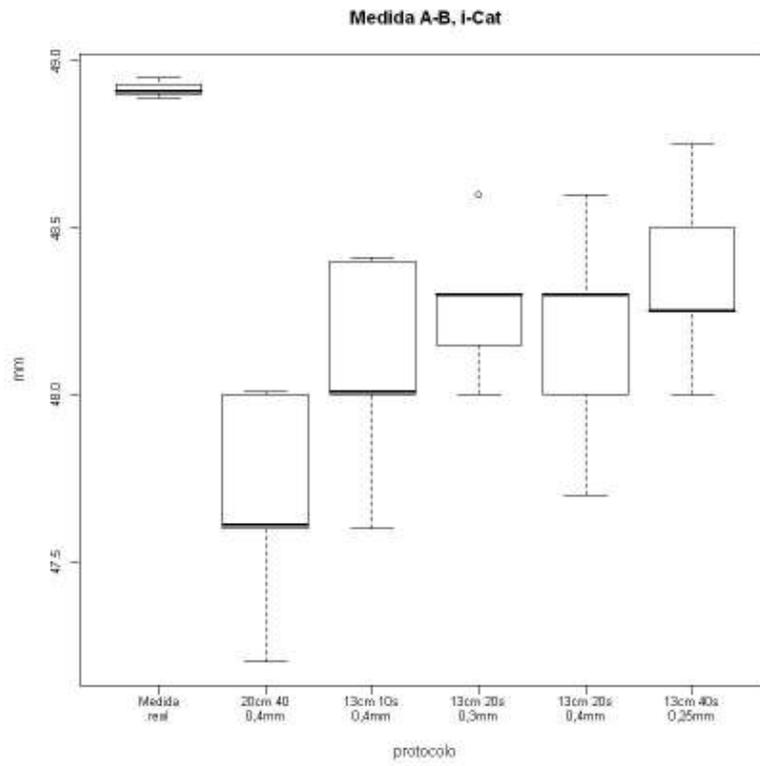


Figura 17 - *Box-plot* para a distância A-B por protocolo.

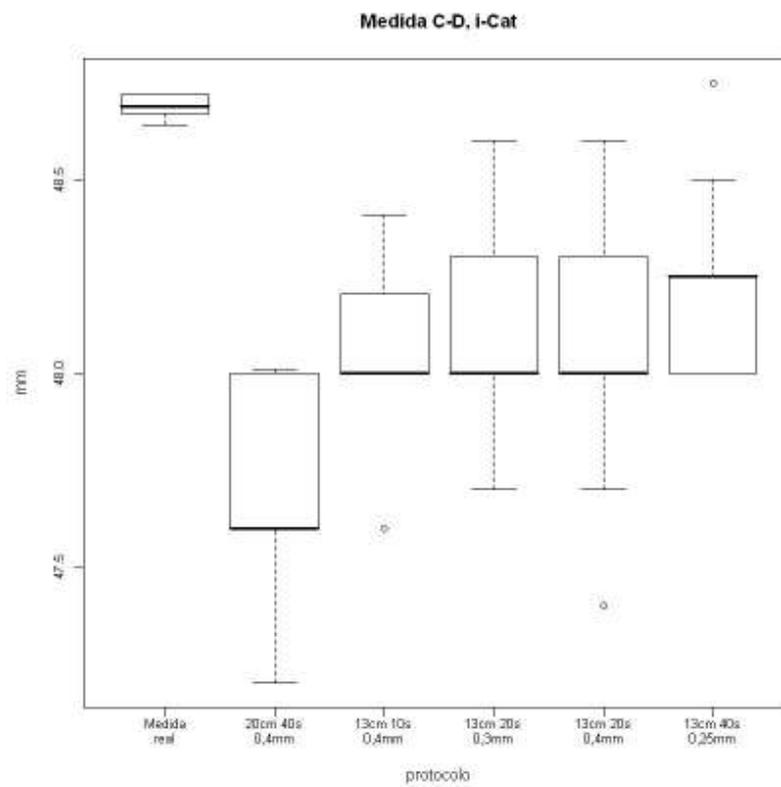


Figura 18 - *Box-plot* para a distância C-D por protocolo.

Para avaliar se havia diferença de distância média mensurada entre os protocolos e entre as imagens axiais, foi ajustado um Modelo de Análise de Variância com dois fatores para medidas repetidas.

A tabela 5 apresenta o modelo ajustado para a distância A-B, analisando os fatores imagem axial, protocolo e a interação entre eles. Tanto o fator imagem axial quanto a interação entre imagem axial e protocolo não apresentaram diferenças significativas. Portanto, não houve diferença significativa na distância média observada entre as imagens axiais, por protocolo. A partir desse resultado, foi ajustado um novo modelo apenas com o fator protocolo, que está presente na tabela 6.

Tabela 5 - ANOVA para a distância A-B e os fatores axial e protocolo.

<b>ANOVA - Distância A-B i-CAT™</b>			
<b>Fatores</b>	<b>gl</b>	<b>F</b>	<b>valor p</b>
Axial	8	0,642	0,7415
Protocolo	5	135,3655	<0,0001
Axial*Protocolo	40	1,1258	0,2984

\*  $p < 0,05$

Tabela 6 - ANOVA para a distância A-B apenas o fator protocolo.

<b>ANOVA - Distância A-B i-CAT™</b>			
<b>Fatores</b>	<b>gl</b>	<b>F</b>	<b>valor p</b>
Protocolo	5	133,98	<0,0001

Uma vez que se verifica que o protocolo é um fator significativo, ou seja, que há ao menos um protocolo que apresenta distância A-B média diferente dos demais, é preciso identificar entre quais protocolos houve diferença. Para isso foi

aplicado o teste de comparações múltiplas de Tukey. Os resultados são apresentados na tabela 7.

Houve diferença estatística entre todos os protocolos e as medidas reais (em média apresentaram menores distâncias). Na comparação entre os protocolos, observa-se que o protocolo 20 cm 40s 0,4 mm se difere dos demais (apresentou menor distância média). Também houve diferença estatística entre os protocolos 13 cm 40s 0,25 mm e 13cm 20s 0,3 mm o primeiro apresentou maior média). E entre os protocolos 13 cm 20s 0,4 mm e 13 cm 40s 0,25 mm, o primeiro apresentou maior média de distância A-B.

Tabela 7 - Teste de Tukey para comparação dos protocolos.

código	protocolo	Teste de Tukey - Distância A-B		
		comparações (protocolos)	diferença	valor p
1	Med. Real	2x1	-1,213	<0,0001*
2	20cm 20s 0,4 mm	3x1	-0,813	<0,0001*
3	13cm 10s 0,4mm	4x1	-0,675	<0,0001*
4	13cm 20s 0,3mm	5x1	-0,733	<0,0001*
5	13cm 20s 0,4mm	6x1	-0,583	<0,0001*
6	13cm 40s 0,25mm	3x2	0,400	<0,0001*
		4x2	0,538	<0,0001*
		5x2	0,480	<0,0001*
		6x2	0,630	<0,0001*
		4x3	0,138	0,0527
		5x3	0,080	0,5582
		6x3	0,230	<0,0001*
		5x4	-0,058	0,8390
		6x4	0,093	0,3916
		6x5	0,150	0,0251*

\*Diferença Significativa a 5%

Análise análoga foi realizada para a distância C-D. O modelo de ANOVA ajustado para os dois fatores é apresentado na Tabela 8. O único fator significativo foi o protocolo e então foi ajustado um novo modelo que é apresentado na tabela 9.

Tabela 8 - ANOVA para a distância C-D e os fatores axial e protocolo.

<b>ANOVA - Distância C-D i-CAT™</b>			
<b>Fatores</b>	<b>gl</b>	<b>F</b>	<b>valor p</b>
Axial	8	1,271	0,2620
Protocolo	5	96,059	<0,0001
Axial*Protocolo	40	0,821	0,7646

Tabela 9 - ANOVA para a distância C-D apenas o fator protocolo.

<b>ANOVA - Distância C-D i-CAT™</b>			
<b>Fatores</b>	<b>gl</b>	<b>F</b>	<b>valor p</b>
Protocolo	5	133,98	<0,0001

Os resultados do teste de Tukey são apresentados na tabela 10. Todos os protocolos apresentam distância C-D menores comparadas às medidas reais. O protocolo 20 cm 40s 0,4mm foi estatisticamente diferente dos demais, apresentando menor média. Não houve diferença estatística entre os demais protocolos.

Tabela 10 - Teste de Tukey para comparação dos protocolos - Distância C-D.

Código	Protocolo	Teste de Tukey Distância C-D		
		comparações (protocolos)	diferença	valor p
1	Med. Real			
2	20cm 40s 0,4mm	2x1	-1,055	<0,0001
3	13cm 10s 0,4mm	3x1	-0,613	<0,0001
4	13cm 20s 0,3mm	4x1	-0,559	<0,0001
5	13cm 20s 0,4mm	5x1	-0,593	<0,0001
6	13cm 40s 0,25mm	6x1	-0,484	<0,0001
		3x2	0,442	<0,0001
		4x2	0,496	<0,0001
		5x2	0,462	<0,0001
		6x2	0,571	<0,0001
		4x3	0,054	0,8718
		5x3	0,020	0,9983
		6x3	0,129	0,0829
		5x4	-0,034	0,9818
		6x4	0,075	0,6247
		6x5	0,109	0,2148

A partir desta análise observa-se que todos os protocolos, em média, subestimam as medidas e o caso mais crítico ocorre com o protocolo de 20 cm 40 s 0,4mm.

Como não foi identificada diferença estatística entre os protocolos de 13cm, para identificar qual o melhor protocolo analisou-se qual o protocolo mais preciso, sendo escolhido o que apresenta menor variabilidade nas medidas. Para isso foram comparados os desvios padrões por imagem axial dos protocolos.

As figuras 19 e 20 apresentam os gráficos tipo *Box-plot* dos desvios padrões das imagens axiais por protocolo, para as distâncias A-B e C-D, respectivamente. Na Figura 5 os protocolos 13cm 20s 0,3mm e 13cm 20s 0,4mm apresentaram menores desvios padrões e também menor variabilidade entre as imagens axiais. Para a distância C-D o protocolo 13 cm 20s 0,3mm foi o que apresentou menor variabilidade dos desvios padrões entre as imagens axiais.

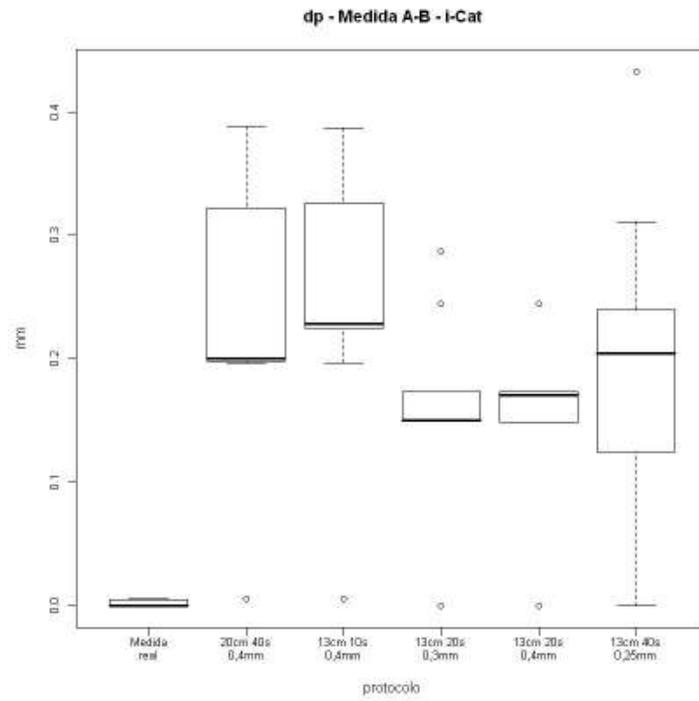


Figura 19 - *Box-plot* para os desvios padrões (dp) das imagens axiais por protocolo, da distância A-B.

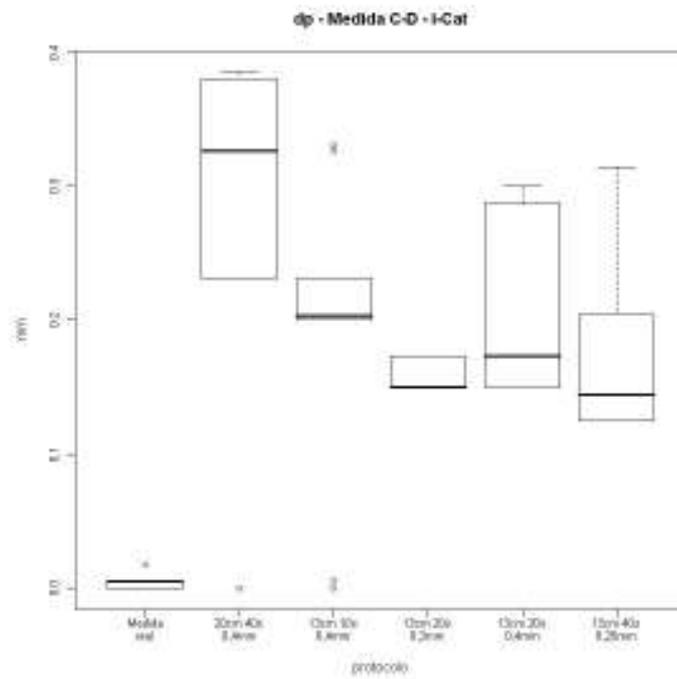


Figura 20 - *Box-plot* para os desvios padrões (dp) por protocolo, da distância C-D.

Foi aplicado teste de Wilcoxon com correção de Bonferroni para comparar os desvios padrões médios entre os protocolos. Como são 5 protocolos, o número total é de 10 comparações, assim cada comparação individual é estatisticamente significativa se o valor de p for menor ou igual a  $0,05/10 = 0,005$ .

As tabelas 11 e 12 apresentam os resultados dos testes de Wilcoxon. Não houve diferença entre os protocolos com relação ao desvio padrão médio dos axiais para ambas as medidas. Portanto, estatisticamente, os protocolos são igualmente precisos.

Tabela 11 - Teste de Wilcoxon para comparar os desvios padrões das imagens axiais entre os protocolos. Distância A-B.

<b>Teste de Wilcoxon - Distância A-B</b>	
<b>comparações (protocolos)</b>	<b>valor p</b>
3x2	0,4790
4x2	0,0410
5x2	0,0132
6x2	1,0000
4x3	0,0410
5x3	0,0132
6x3	0,3306
5x4	0,9287
6x4	0,3732
6x5	0,2145

Tabela 12 - Teste de Wilcoxon para comparar os desvios padrões das imagens axiais entre os protocolos. Distância C-D.

<b>Teste de Wilcoxon -Distância CD</b>	
<b>comparações (protocolos)</b>	<b>valor p</b>
3x2	0,0462
4x2	0,0058
5x2	0,0415
6x2	0,0101
4x3	0,0501
5x3	0,8592
6x3	0,3289
5x4	0,1409
6x4	0,2456
6x5	0,0618

## 5.2 Tomógrafo NewTom 3GTM

Seguindo a mesma linha de raciocínio, análise semelhante foi realizada para as medidas obtidas através do tomógrafo NewTom 3G™. E foram utilizados 3 protocolos de aquisição: 12" 0,36 mm, 9" 0,25 mm e 6" 0,16 mm.

A partir da análise dos gráficos apresentados nas figuras 21 e 22, nota-se que o protocolo 12" 0,36 mm foi que apresentou maior distanciamento das medidas reais. As Tabelas 13 e 14 mostram os valores das distâncias médias por imagem axial e por protocolo e a tabela 15 apresenta a média e o desvio padrão das distâncias analisadas, sem fazer distinção entre os protocolos.

Tabela 13 - Valores de média e desvio padrão para a distância A-B segundo as imagens axiais e protocolos.

Axial	Medida A-B - NewTom 3G™							
	Med. Real		12" 0,36 mm		9" 0,25 mm		6" 0,16 mm	
	média	dp	média	dp	média	dp	média	dp
2	48,9100	0,0000	47,8000	0,2000	48,0750	0,1500	48,1500	0,0577
3	48,9000	0,0000	47,3500	0,1732	48,0750	0,1500	48,2750	0,2754
4	48,9500	0,0000	47,5250	0,2872	48,0750	0,1500	48,1750	0,1500
5	48,9500	0,0000	47,5000	0,0000	48,0750	0,2986	48,2000	0,2944
6	48,9050	0,0058	47,3500	0,1732	48,1250	0,2500	48,2750	0,2217
7	48,9000	0,0000	47,4250	0,1500	48,0750	0,1500	48,2000	0,1414
8	48,9300	0,0000	47,6000	0,2000	48,1500	0,1732	48,2500	0,1732
9	48,9125	0,0050	47,3500	0,1732	48,0750	0,1500	48,1000	0,2449
10	48,8950	0,0058	47,7000	0,2309	48,2000	0,2449	48,1000	0,1414

Tabela 14 - Valores de média e desvio padrão para a distância C-D segundo as imagens axiais e protocolos.

Axial	Medida C-D - NewTom 3G™							
	Med. Real		12" 0,36 mm		9" 0,25 mm		6" 0,16 mm	
	média	dp	média	dp	média	dp	média	dp
2	48,7150	0,0058	48,2000	0,2309	47,8050	0,2310	48,1500	0,1732
3	48,7125	0,0050	48,0050	0,0058	47,6000	0,3266	48,0750	0,1500
4	48,7200	0,0000	48,0000	0,0000	47,6000	0,3266	48,2250	0,1500
5	48,7175	0,0050	48,1000	0,2000	47,6000	0,0000	48,1500	0,1732
6	48,6850	0,0058	48,1000	0,2000	47,5075	0,3856	47,9250	0,1500
7	48,6675	0,0050	48,2000	0,2309	47,8000	0,2309	48,0750	0,1500
8	48,6900	0,0000	48,0025	0,3266	47,5075	0,3822	48,3750	0,1500
9	48,6700	0,0000	48,1050	0,2034	47,6125	0,3308	48,0775	0,1550
10	48,6550	0,0173	48,0050	0,3307	47,7075	0,3804	48,1500	0,1732

Tabela 15 - Valores de média e desvio padrão por protocolo (sem fazer distinção por imagem axial).

Medida	NewTom 3G™							
	Med. Real		12" 0,36 mm		9" 0,25 mm		6" 0,16 mm	
	média	dp	média	dp	média	dp	média	dp
A-B	48,9169	0,0205	47,5111	0,2290	48,1028	0,1797	48,1917	0,1888
C-D	48,6925	0,0244	47,5472	0,2667	48,1944	0,2585	48,2056	0,1835

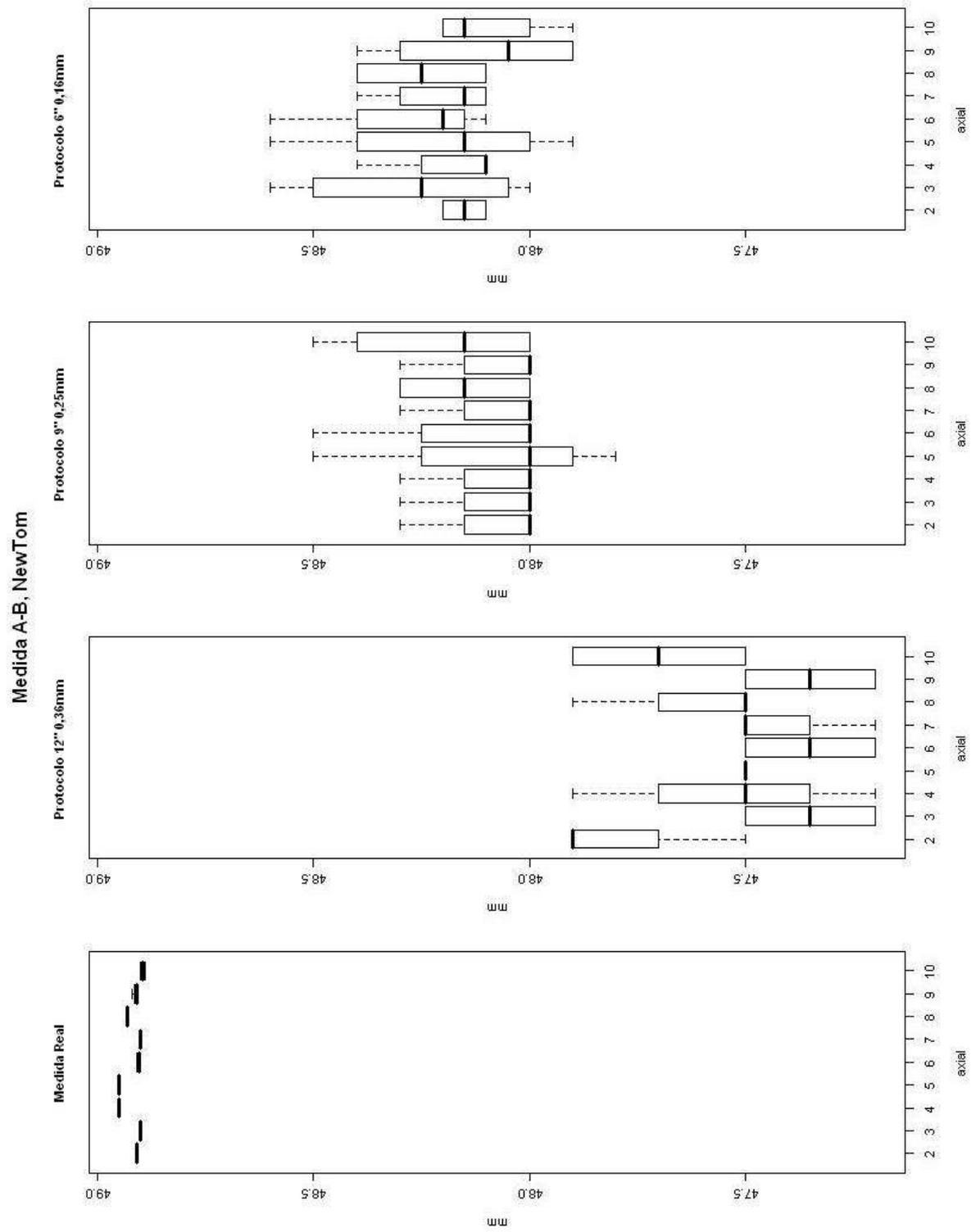


Figura 21 - *Box-plot* para a distância A-B por protocolo e imagem axial.

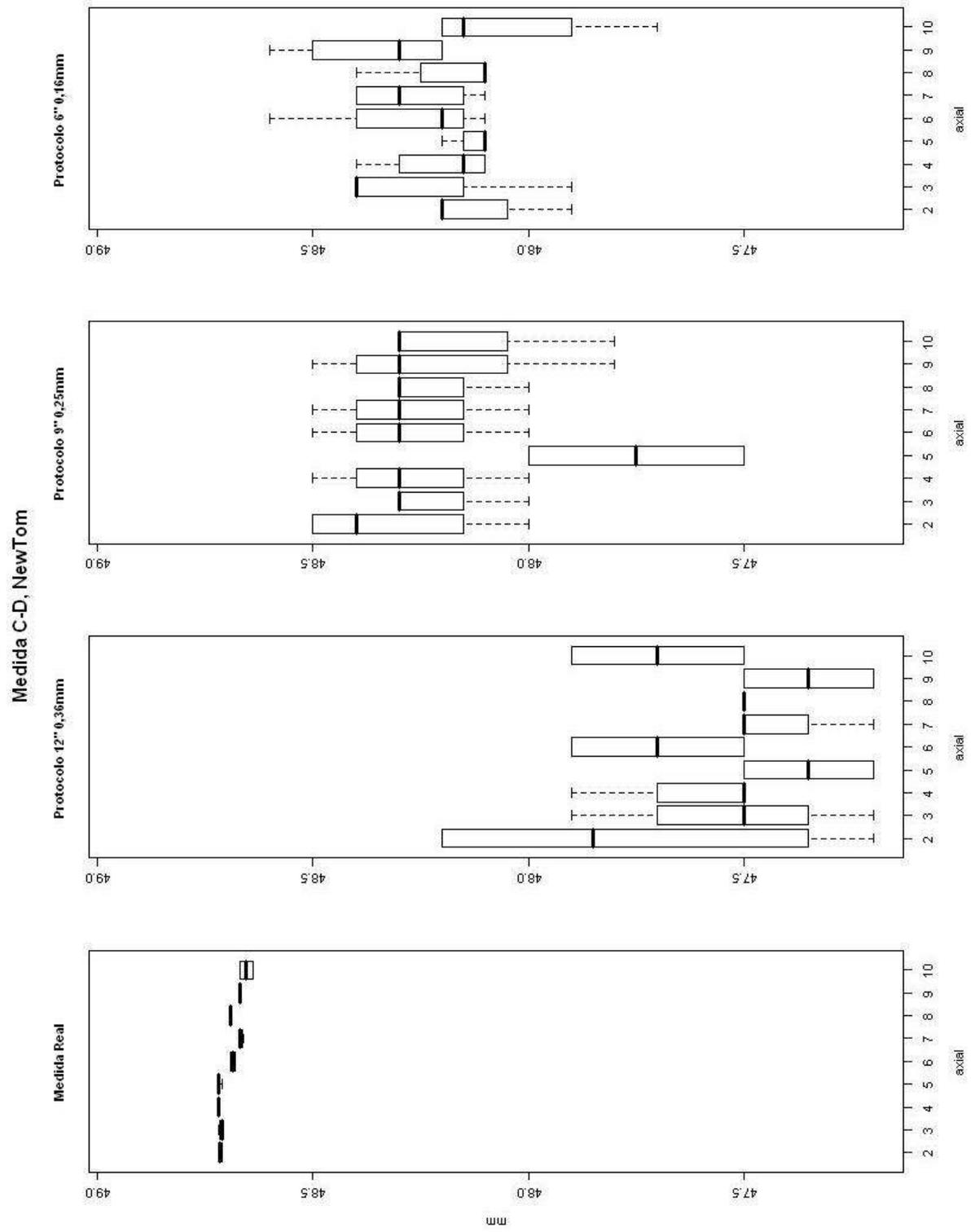


Figura 22 - *Box-plot* para a distância C-D por protocolo e imagem axial.

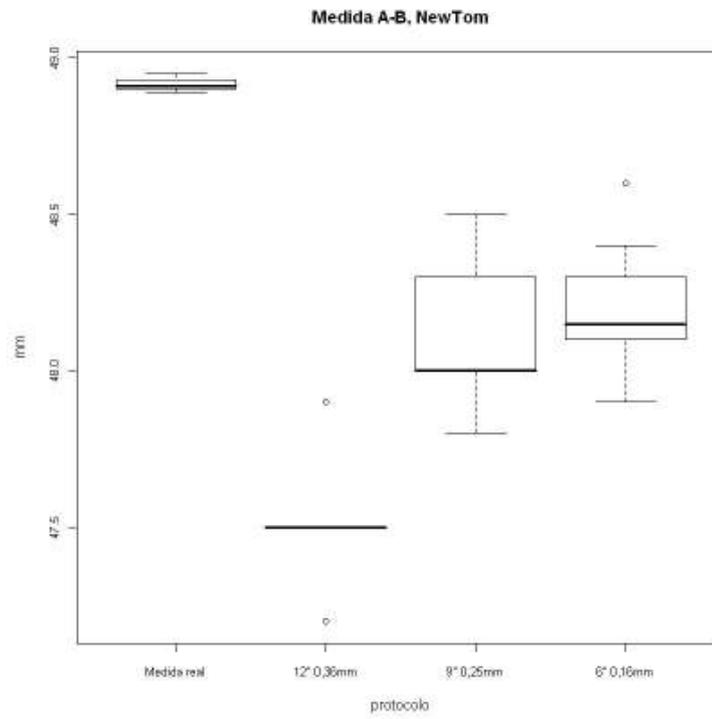


Figura 23 - *Box-plot* para a distância A-B por protocolo.

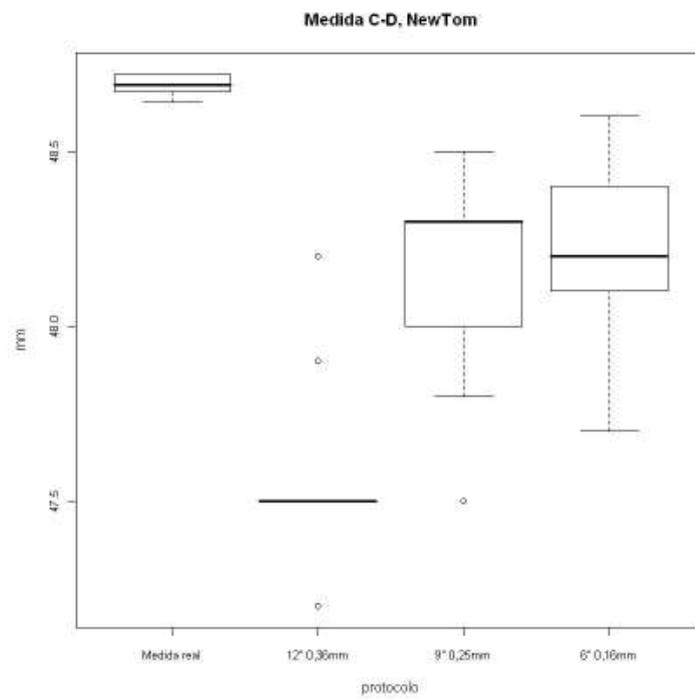


Figura 24 - *Box-plot* para a distância C-D por protocolo.

Foram ajustados, para cada uma das distâncias, modelos de Análise de Variância, inicialmente com dois fatores (imagem axial e protocolo). As tabelas 16 e 17 apresentam os modelos de ANOVA ajustados para a distância A-B. Foi verificado que apenas o fator protocolo foi significativo.

Tabela 16 - ANOVA para a distância A-B e os fatores imagem axial e protocolo.

<b>ANOVA - Distância A-B NewTom 3G™</b>			
<b>Fatores</b>	<b>gl</b>	<b>F</b>	<b>valor p</b>
Axial	8	1,0018	0,4391
Protocolo	3	409,9928	<0,0001*
Axial*Protocolo	24	1,2049	0,2545

\*Diferença significativa ao nível de 5%,

Tabela 17 - ANOVA para a distância A-B e os fatores imagem axial e protocolo.

<b>ANOVA - Distância A-B NewTom 3G™</b>			
<b>Fatores</b>	<b>gl</b>	<b>F</b>	<b>valor p</b>
Protocolo	3	396,04	<0,0001*

\*Diferença significativa ao nível de 5%,

Os resultados do teste de Tukey para comparar os protocolos são apresentados na tabela 18. Todos os protocolos apresentaram médias da distância A-B inferiores às medidas reais. O protocolo 12" 0,36 mm foi estatisticamente diferente dos demais, apresentando menor média. Não houve diferença significativa entre os protocolos de 9 " 0,25 mm e 6 " 0,16 mm com relação à média da distância A-B.

Tabela 18 - Teste de Tukey para comparação dos protocolos - Distância A-B.

<b>Teste de Tukey - Distância A-B</b>		
<b>comparações (protocolos)</b>	<b>Diferença (mm)</b>	<b>valor p</b>
12" 0,36 mm x real	-1,406	<0,0001*
9" 0,25 mm x real	-0,814	<0,0001*
6" 0,16 mm x real	-0,725	<0,0001*
9" 0,25 mm x 12" 0,36 mm	0,592	<0,0001*
6" 0,16 mm x 12" 0,36 mm	0,681	<0,0001*
9" 0,25 mm x 6" 0,16 mm	0,089	0,1367

\*Diferença significativa ao nível de 5%

O modelo de ANOVA para a distância C-D é apresentado na tabela 19. Ambos os fatores, imagem axial e protocolo, foram significativos, mas não a interação entre eles. Portanto, há divergência nas medições feitas entre as imagens axiais para esse tomógrafo.

Tabela 19 - ANOVA para a distância C-D e os fatores imagem axial e protocolo

<b>ANOVA - Distância C-D NewTom3G™</b>			
<b>Fatores</b>	<b>gl</b>	<b>F</b>	<b>valor p</b>
Axial	8	2,3927	0,0205*
Protocolo	3	215,7319	< 0,0001*
Axial*Protocolo	24	1,5205	0,0761

\*Diferença significativa ao nível de 5%

Tabela 20 - ANOVA para a distância C-D e os fatores imagem axial e protocolo

<b>ANOVA - Distância C-D NewTom 3G™</b>			
<b>Fatores</b>	<b>gl</b>	<b>F</b>	<b>valor p</b>
Axial	8	2,1859	0,0323*
Protocolo	3	197,08	<0,0001*

\*Diferença significativa ao nível de 5%

Comparando os protocolos o resultado é análogo ao observado para a distância A-B.

Tabela 21 - Teste de Tukey para comparação dos protocolos - Distância C-D

<b>Teste de Tukey - Distância C-D</b>		
<b>comparações (protocolos)</b>	<b>diferença</b>	<b>valor p</b>
12" 0,36 mm x real	-1,145	0,0000*
9" 0,25 mm x real	-0,498	0,0000*
6" 0,16 mm x real	-0,487	0,0000*
9" 0,25 mm x 12" 0,36 mm	0,647	0,0000*
6" 0,16 mm x 12" 0,36 mm	0,658	0,0000*
9" 0,25 mm x 6" 0,16 mm	0,011	0,9958

Tabela 22 - Teste de Tukey para comparação das imagens axiais - Distância C-D

<b>Teste de Tukey - Distância C-D</b>					
<b>comparações (axiais)</b>	<b>diferença</b>	<b>valor p</b>	<b>comparações (axiais)</b>	<b>diferença</b>	<b>valor p</b>
3 x 2	-0.0506	0.9985	8 x 4	-0.0513	0.9984
4 x 2	-0.0363	0.9999	9 x 4	-0.0500	0.9987
5 x 2	-0.2494	0.0171*	10 x 4	-0.0538	0.9978
6 x 2	-0.0013	1.0000	6 x 5	0.2481	0.0181*
7 x 2	-0.0744	0.9803	7 x 5	0.1750	0.2589
8 x 2	-0.0875	0.9478	8 x 5	0.1619	0.3618
9 x 2	-0.0863	0.9519	9 x 5	0.1631	0.3512
10 x 2	-0.0900	0.9389	10 x 5	0.1594	0.3835
4 x 3	0.0144	1.0000	7 x 6	-0.0731	0.9823
5 x 3	-0.1988	0.1255	8 x 6	-0.0863	0.9519
6 x 3	0.0494	0.9988	9 x 6	-0.0850	0.9558
7 x 3	-0.0238	1.0000	10 x 6	-0.0888	0.9435
8 x 3	-0.0369	0.9999	8 x 7	-0.0131	1.0000
9 x 3	-0.0356	0.9999	9 x 7	-0.0119	1.0000
10 x 3	-0.0394	0.9998	10 x 7	-0.0156	1.0000
5 x 4	-0.2131	0.0756	9 x 8	0.0013	1.0000
6 x 4	0.0350	0.9999	10 x 8	-0.0025	1.0000
7 x 4	-0.0381	0.9998	10 x 9	-0.0038	1.0000

Portanto, como ocorreu para o tomógrafo i-CAT™, todos os protocolos do NewTom 3G™ subestimam em média as distâncias. Com relação às imagens axiais, houve diferença na distância C-B média observada entre as imagens axiais 2 e 5, 6 e 5. Em geral, a imagem axial 5 foi que apresentou menor distância C-D média.

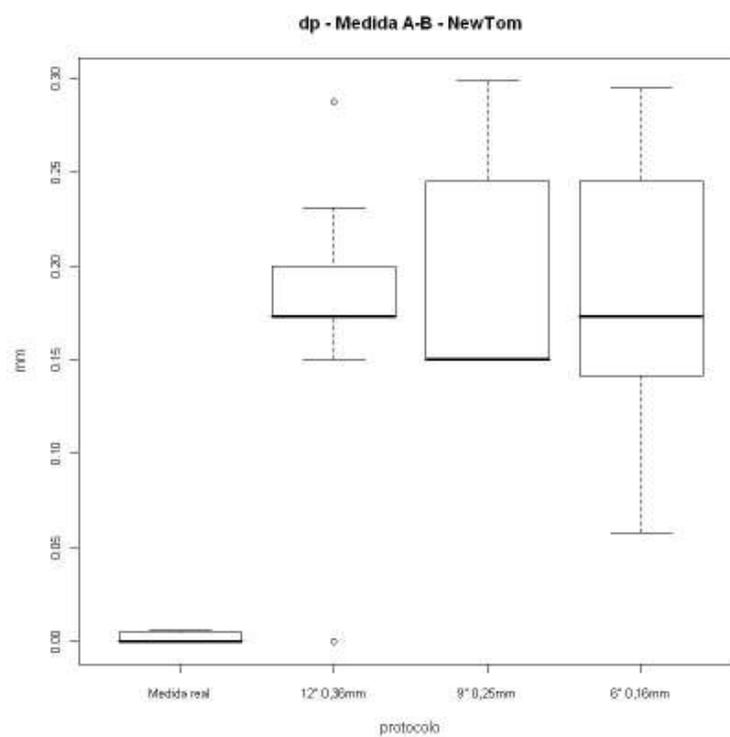


Figura 25 - *Box-plot* para os desvios padrões (dp) das imagens axiais por protocolo, da distância A-B.

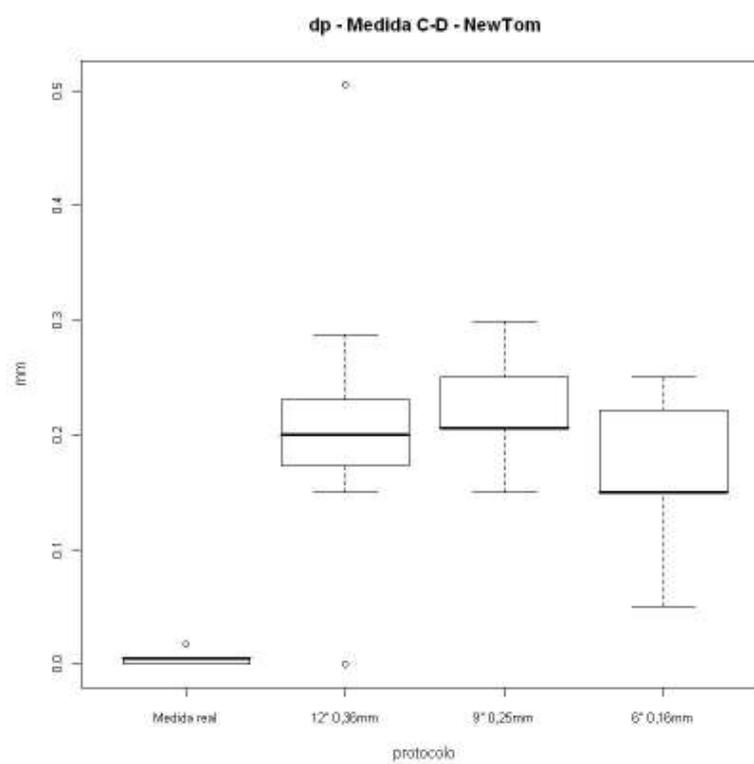


Figura 26 - *Box-plot* para os desvios padrões (dp) das imagens axiais por protocolo da distância A-B.

As figuras 25 e 26 apresentam os gráficos de *Box-plots* dos desvios padrões das imagens axiais por protocolo, para as distâncias A-B e C-D, respectivamente.

Para comparar os protocolos com relação a média dos desvios padrões entre os axiais foi aplicado o teste de Wilcoxon com correção de Bonferroni para comparações múltiplas. Como são no total 3 testes a diferença é significativa quando o valor p é menor ou igual a  $0,05/3 = 0,0167$ .

Como pode ser observado nas tabelas 22 e 23, não houve diferença significativa entre os protocolos com relação a médias dos desvios padrões das imagens axiais, para ambas as distâncias.

Tabela 23 - Teste de Wilcoxon para compara os desvios padrões das imagens axiais entre os protocolos. Distância A-B.

<b>Teste de Wilcoxon - Distância A-B</b>	
<b>comparações (protocolos)</b>	<b>valor p</b>
9" 0,25 mm x 12" 0,36 mm	0.7174
6" 0,16 mm x 12" 0,36 mm	1.0000
9" 0,25 mm x 6" 0,16 mm	0.7872

Tabela 24 - Teste de Wilcoxon para compara os desvios padrões das imagens axiais entre os protocolos. Distância C-D.

<b>Teste de Wilcoxon - Distância C-D</b>	
<b>comparações (protocolos)</b>	<b>valor p</b>
9" 0,25 mm x 12" 0,36 mm	0.5344
6" 0,16 mm x 12" 0,36 mm	0.3531
9" 0,25 mm x 6" 0,16 mm	0.1205

### 5.3 Comparação entre os tomógrafos

Para avaliar qual dos dois tomógrafos é o mais acurado e preciso, foram comparadas as medidas das imagens axiais obtidas a partir dos protocolos 6" 0,16 mm e 9" 0,25 mm do tomográfico NewTom 3G™ com as obtidas a partir dos protocolos 13 cm 20s 0,3mm, 13 cm 20s 0,4mm e 13 cm 40s 0,25mm do tomógrafo i-CAT™. Esses protocolos foram selecionados por serem os que apresentaram melhores resultados para cada tomógrafo. Para isso, foram ajustados modelos de Anova com um fator para as Distâncias A-B e C-D, respectivamente.

O modelo para a distância A-B é apresentado na tabela 25 e mostrou que o fator protocolo foi significativo (valor  $p < 0,0001$ ). A tabela 26 apresenta os resultados dos testes de comparações múltiplas de Tukey. Os dados mostram que houve diferença significativa entre os protocolos 13 cm 20s 0,3mm e 9" 0,25 mm, 13 cm 40s 0,25mm e 9" 0,25 mm, 13 cm 40s 0,25 mm x 6" 0,16 mm, 13cm 40s 0.25mm x 13cm 20s 0,4mm. As medidas das distâncias A-B obtidas pelo tomógrafo i-CAT™, foram em média maiores do que as obtidas pelo NewTom 3G™.

Tabela 25 - ANOVA - Distância A-B.

<b>ANOVA - Distância A-B (i-CAT™ vs NewTom 3G™)</b>			
<b>Fatores</b>	<b>gl</b>	<b>F</b>	<b>valor p</b>
Protocolo	4	7,45	<0,0001

Tabela 26 - Resultados do teste de comparações múltiplas de Tukey, Distância A-B.

<b>Teste de Tukey - Distância A-B</b>		
<b>comparações (Protocolos)</b>	<b>diferença</b>	<b>valor p</b>
6" 0,16 mm x 9" 0,25 mm	0,0889	0,2615
13cm 20s 0.3mm x 9" 0,25 mm	0,1389	0,0161*
13cm 20s 0.4mm x 9" 0,25 mm	0,0814	0,3495
13cm 40s 0.25mm x 9" 0,25 mm	0,2314	< 0,0001*
13cm 20s 0.3mm x 6" 0,16 mm	0,0500	0,7876
13cm 20s 0.4mm x 6" 0,16 mm	-0,0075	0,9998
13cm 40s 0.25mm x 6" 0,16 mm	0,1425	0,0125*
13cm 20s 0.4mm x 13cm 20s 0.3mm	-0,0575	0,6881
13cm 40s 0.25mm x 13cm 20s 0.3mm	0,0925	0,2246
13cm 40s 0.25mm x 13cm 20s 0.4mm	0,1500	0,0072*

Com relação a medida C-D não houve diferença entre os protocolos dos dois tomógrafos. O modelo ajustado é apresentado na tabela 27 e o valor de p observado foi de 0,1020.

Tabela 27 - ANOVA - Distância C-D.

<b>ANOVA - Distância C-D (i-CAT™ vs NewTom 3G™)</b>			
<b>Fatores</b>	<b>gl</b>	<b>F</b>	<b>valor p</b>
Protocolo	4	1,9641	0,1020

Com relação à precisão, foram comparados os desvios padrão por imagem axial de cada protocolo. As tabelas 28 e 29 apresentam o resultado dos testes de Mann-Whitney comparando os protocolos. Não houve diferença significativa entre os protocolos para ambas as medidas para todos os protocolos, exceto para os casos 13 cm 20s 0.3 mm x 9" 0,25 mm e 13cm 40s 0.25 mm x 9" 0,25 mm. Portanto, pode-se dizer que não houve diferença estatística com relação a precisão dos tomógrafos.

Tabela 28 - Resultados do teste de Mann-Whitney - distância A-B.

<b>Teste de Mann - Whitney - Distância A-B</b>	
<b>comparações (Protocolos)</b>	<b>valor p</b>
6" 0,16 mm x 9" 0,25 mm	0.7872
13cm 20s 0.3mm x 9" 0,25 mm	0.3696
13cm 20s 0.4mm x 9" 0,25 mm	0.4739
13cm 40s 0.25mm x 9" 0,25 mm	0.9288
13cm 20s 0.3mm x 6" 0,16 mm	0.5316
13cm 20s 0.4mm x 6" 0,16 mm	0.3757
13cm 40s 0.25mm x 6" 0,16 mm	1.0000
13cm 20s 0.4mm x 13cm 20s 0.3mm	0.9287
13cm 40s 0.25mm x 13cm 20s 0.3mm	0.3732
13cm 40s 0.25mm x 13cm 20s 0.4mm	0.2145

Tabela 29 - Resultados do teste de Mann-Whitney - distância C-D.

<b>Teste de Mann - Whitney - Distância C-D</b>	
<b>comparações (Protocolos)</b>	<b>valor p</b>
6" 0,16 mm x 9" 0,25 mm	0.1205
13cm 20s 0.3 mm x 9" 0,25 mm	0.0188
13cm 20s 0.4 mm x 9" 0,25 mm	0.7883
13cm 40s 0.25 mm x 9" 0,25 mm	0.0164
13cm 20s 0.3 mm x 6" 0,16 mm	0.8932
13cm 20s 0.4mm x 6" 0,16 mm	0.1684
13cm 40s 0.25mm x 6" 0,16 mm	0.3752
13cm 20s 0.4mm x 13cm 20s 0.3mm	0.1409
13cm 40s 0.25mm x 13cm 20s 0.3mm	0.2456
13cm 40s 0.25mm x 13cm 20s 0.4mm	0.0618

## 6 DISCUSSÃO

Na área da saúde, grandes avanços foram proporcionados pela Radiologia. A descoberta dos raios X pelo físico alemão Wilhelm Conrad Röntgen, em 1895, permitiu o acesso ao corpo humano. Aliando a Radiologia à Informática produziu-se tecnologia atualmente essencial ao diagnóstico por imagem. A introdução da tomografia computadorizada (TC) nos anos 70 e posteriormente com o processamento tridimensional (3D) das imagens, foi possível visualizar no monitor a perspectiva da profundidade das imagens. Com o uso da computação gráfica, as Reconstruções Multiplanares e a Reconstrução 3D aumentaram a objetividade na interpretação de exames, não sendo mais necessária, ao radiologista e ao cirurgião, a reconstrução mental subjetiva de vários cortes tomográficos bidimensionais (2D), tornando possível a obtenção de informações das condições cirúrgicas antecipadamente ao ato operatório com maior qualidade.

No início, isso era possível pela tomografia computadorizada espiral ou helicoidal, que usam o princípio da fatia individual. Atualmente há no mercado tomógrafos chamados “multi-fatias” (MSCT). Entretanto, devido aos protocolos das TC estarem associados a níveis altos de radiação e a um custo elevado, protocolos alternativos de TC foram desenvolvidos, visando obter boa qualidade de imagem com menores doses de radiação e custos menores. Assim, a TC de feixe cônico (CBCT) atualmente é a tecnologia disponível no mercado que oferece essas características.

Mozzo et al. (1998) e Arai et al. (1999) foram os primeiros a apresentar

equipamentos que usam a técnica do feixe cônico para a Odontologia. Desde então, muitos trabalhos foram desenvolvidos descrevendo suas aplicações e apresentando características como: alta qualidade radiográfica em imagens da área dentomaxilofacial, baixas doses de radiação, menor tempo de aquisição de imagem e custos reduzidos (Hashimoto et al., 2003; Sukovic, 2003; Holberg et al., 2005; Winter et al., 2005; Ludlow et al., 2006; Bueno et al., 2007; Hashimoto et al., 2007; Loubele et al., 2007, 2008; Mischkowski, 2008).

Sendo a CBCT uma modalidade recente para capturar imagens dentárias e ósseas, novos equipamentos são desenvolvidos com maior frequência. Assim, devem ser comparados para avaliar sua confiabilidade. No entanto, somente a partir de 2003 é que surgiram publicações avaliando a precisão das imagens da CBCT (Yamamoto et al., 2003; Aaki et al., 2004; Kobayashi et al., 2004; Lascalea et al., 2004; Marmulla et al., 2005; Loubele et al., 2007; Stratemann et al., 2008; Suomalainen et al., 2008).

Dessa forma, o presente estudo teve como objetivo primordial avaliar a precisão das imagens axiais obtidas por diferentes protocolos de aquisição de imagens, com diferentes resoluções espaciais, de dois equipamentos i-CAT™ e NewTom 3G™ que utilizam a tecnologia CBCT.

Os aparelhos de CBCT possuem características próprias e diferem quanto ao tipo de sensor, tamanho do campo de imagem (*Field of View* - FOV), resolução e software. Essas diferenças fazem com que certos aparelhos sejam mais indicados para determinadas especialidades (Bueno et al., 2007; Cavalcanti, 2008).

Segundo os manuais dos aparelhos, o FOV pequeno (campo de imagem) é indicado nos casos em que a alta resolução se faz necessária, como para a

Endodontia (verificação de canais acessórios e fraturas radiculares) e para a Periodontia (fenestração óssea, altura da crista alveolar e lesão de furca). Na Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial, na avaliação da ATM e de patologias ou mesmo nos casos de instalação de implantes em uma arcada, o FOV médio é o mais adequado. E nos casos onde é necessário avaliar toda face, como na análise cefalométrica 3D, o grande FOV é indicado. Portanto, o experimento foi realizado com protocolos de aquisição de imagem com dois diferentes FOV para o tomógrafo i-CAT™: 20 cm e o 13 cm e com três diferentes FOV para o NewTom 3G™: 12 , 9 e 6 polegadas.

O tomógrafo i-CAT™ tem três tipos de protocolos de aquisição de imagem com FOV de 13 cm, onde variam o tempo de aquisição (10, 20 ou 40 segundos) e o tamanho do voxel (0,4 a 0,25 mm).

O tamanho do voxel na CBCT é determinado pelo tamanho de cada pixel no receptor de imagem, gerando voxels isotrópicos (altura = largura = profundidade), que resultam em imagens com alta nitidez, aumentando a capacidade de reproduzir detalhes dos tecidos duros, especialmente de estruturas delicadas, como, por exemplo, a lâmina dura (Farman, Scarfe, 2006 apud Bueno et al., 2007). Teoricamente, quanto menor o tamanho do voxel, mais nítida é a imagem (Cavalcanti, 2008; Hatcher, Aboudara, 2004 apud Stratemann et al., 2008), mas outros fatores como calibração diária, qualidade do sensor, projeto do aparelho, estabilidade do paciente e software interferem na nitidez final (Bueno et al., 2007).

A aquisição das imagens na CBCT é realizada pela emissão de um feixe de raios X em forma de cone e o software do tomógrafo realiza as Reconstruções Multiplanares e a Reconstrução 3D, geradas a partir das imagens axiais com

espessura de corte específica. A partir das Reconstruções Multiplanares são realizados os cortes sagitais, coronais e transaxiais, onde se realiza mensurações lineares do rebordo ósseo de uma maxila ou de uma mandíbula. A partir da Reconstrução 3D, com dados salvos em formato DICOM, é possível realizar a criação de modelos de prototipagem, simulação virtual de uma cirurgia, como no caso da colocação de implantes ou de cirurgia ortognática e ainda planejar e simular o tratamento ortodôntico com uso de análises cefalométricas em 3D.

Atualmente existem dois tipos de sensores para a tecnologia do feixe cônico: intensificador de imagem e o *flat panel*. No presente estudo, foram utilizados os dois tipos de sensor: o tomógrafo do tipo intensificador de imagem NewTom 3G™ (Quantitative Radiology, Verona, Itália) e o tipo *flat panel* i-CAT™ (Imaging Sciences International, EUA). De acordo com Baba et al. (2002, 2004) e Bartiling et al. (2007), com a evolução dos aparelhos, o sensor *flat panel* passou a ser mais utilizado principalmente pela sua alta resolução e por produzir imagens livres de distorções e com menor ruído, não serem sensíveis a campos magnéticos e não precisarem de calibração freqüente.

Tabela 31 - Características comparativas dos tomógrafos avaliados

Características	NewTom 3G™	i-CAT™
Sensor	Intensificador de Imagem	Flat Panel
Resolução (níveis de cinza)	12 bits	14 bits
Tamanho do voxel (mm)	0,2 - 0,4	0,12 - 0,4
Colimação	limitada	total
Tempo de aquisição (segundos)	40	10, 20 e 40
Tipo de dose	pulsada	pulsada
Campo de visão - FOV (cm)	15, 22 ou 30	6, 8, 13 ou 20 cm
Forma de reconstrução	Esfera	Cilindro
Tempo de reconstrução (minutos)	10 min	1,5 min
Tamanho típico do arquivo	700 MB	50 MB
Dose efetiva	44,7 uSv	68,7 uSv

Assim, com a oportunidade de explorar as tecnologias disponíveis do Instituto de Radiodiagnóstico Odontológico conveniado à Faculdade de Odontologia e Centro de Pós-Graduação São Leopoldo Mandic, aliado à importância da CBCT na Odontologia, já consagrada na literatura mundial, o experimento descrito neste trabalho avaliou a precisão das imagens axiais obtidas nos tomógrafos NewTom 3G™ (Quantitative Radiology, Verona, Itália) e i-CAT™ (Imaging Sciences International, EUA), seguindo protocolos de aquisição de imagens com diferentes resoluções espaciais.

Em geral, três metodologias diferentes podem ser aplicadas para se avaliar a precisão de medições baseadas em imagens: uso de *phantoms* instrumentais geométricos, *phantoms* antropomórficos e comparação de novas modalidades experimentais de captura de imagens (no caso da CBCT) com uma modalidade existente de captura de imagens clinicamente estabelecida (MSTC).

Para cada uma dessas abordagens, uma medida real deve ser definida e um método confiável de comparação dos dados de imagem a essa medida real deve ser fornecido.

O presente estudo utilizou um *phantom* geométrico, com dimensões previamente conhecidas e calibradas. Isso faz com que a comparação dimensional seja bastante adequada e também apresenta como vantagens o estabelecimento de comparações puras, além de não ser submetido aos Comitês de Ética, por não trabalharem com tecidos vivos, e permitir ótimos parâmetros de reprodutibilidade. Contudo, esse tipo de método não reproduz alguns fenômenos físicos como atenuação do feixe de radiação x, radiação dispersa e ruído, que estariam presentes nos estudos antropométricos.

Para isso foi confeccionado um *phantom* produzido com Nylon, que é um material radiopaco e com baixo coeficiente de dilatação térmica, em formato cilíndrico, de dimensões de 50 mm de diâmetro por 100 mm de comprimento. Esse desenho do *phantom* teve como objetivo evitar a presença de arestas, a formação de efeitos indesejáveis como radiação dispersa, fenômeno de visão “truncada” (o menor FOV usado foi de 11 cm e o tamanho do *phantom* foi de 10 cm), e “endurecimento” do feixe. Esses fatores podem influenciar a qualidade e/ou aplicabilidade da imagem (Cavalcanti, 2008; Loubele et al., 2008). Portanto, as características físicas do tomógrafo como presença de ruído e resolução de contraste não foram avaliadas neste experimento.

A presença de canaletas no *phantom* teve a função de definir as secções a serem mensuradas. Um teste preliminar mostrou que alguns protocolos de aquisição de imagem não apresentavam nitidez suficiente para visualização e,

portanto, foi necessário inserir um material radiopaco nos pontos de encontro entre as canaletas. Houve grande dificuldade na escolha desse material, pois ele deveria se fixar ao fundo da canaleta e ter uma radiopacidade adequada para ser visível, sem produzir artefatos indesejáveis. Foram feitos testes com guta-percha, resina acrílica ativada quimicamente (GC Pattern Resin™), sulfato de bário misturado com água e cimento temporário IRM. Apenas o último item demonstrou resultados satisfatórios para essa metodologia.

As medidas reais de cada secção do *phantom*, distâncias A-B (sentido horizontal) e C-D (sentido vertical), foram obtidas pela calibração dimensional do *phantom* no Laboratório de Metrologia Mitutoyo Sul Americana Ltda.

Marmulla et al. (2005), também usaram um *phantom* geométrico com dimensões precisamente conhecidas para avaliar a precisão da máquina de CBCT NewTom 9000™ por comparação de posições de referência extraídas dos dados de imagem com sua posição conhecida no *phantom*. Diferentemente, Kobayashi et al. (2004) utilizaram mandíbulas de cadáveres para avaliar a precisão geométrica das imagens da TC Dental 3D™ e da CBTC Radix-Prima™. Antes da captura das imagens, vários pontos de referência foram marcados no osso mandibular com uma broca, de modo que os orifícios marcados podiam ser manualmente detectados nas imagens da CBTC. As medições derivadas das imagens em cada ponto de referência foram então comparadas à medição física correspondente com um paquímetro. Lascalea et al. (2004) usaram uma abordagem similar para avaliar a precisão do NewTom 9000™, porém com marcadores metálicos, que foram anexados às referências anatômicas diferenciais em crânios secos (imersos em água durante a captura de imagens). As distâncias entre os marcos foram medidas

com um paquímetro e comparadas às medições correspondentes baseadas em imagens.

A imprecisão reportada, por exemplo, no artigo de Lascala et al. (2004) pode ser decorrente das esferas de grande diâmetro (2 mm). O centro das esferas pode ser identificado com a imagem da CBCT, porém é difícil determinar precisamente o centro de uma esfera de 2 mm com paquímetro digital. A imprecisão reportada pode, de fato, refletir a imprecisão das medições de “norma padrão” pela limitação técnica da utilização de um paquímetro digital.

De um modo geral, ambos os tipos de metodologia apresentam vantagens e desvantagens, contudo todos esses trabalhos apresentam resultados que devem ser aplicados à clínica por extrapolação.

A obtenção das imagens seguiu estritamente o protocolo recomendado pelo fabricante de cada aparelho, incluindo a sua calibração diária.

Em relação à metodologia de mensuração, a imagem de cada secção do *phantom* foi denominada de imagem axial e as mensurações da foram realizadas usando uma ferramenta de medida linear do software de cada tomógrafo. Essas mensurações foram feitas entre as imagens das marcas do óxido de zinco das canaletas, de acordo com as coordenadas, por um único observador, de forma aleatória e em quatro sessões, com intervalo de uma semana para cada sessão. Esse delineamento metodológico teve como objetivo diminuir ou eliminar o viés da amostra.

As canaletas da primeira secção, onde foram mensuradas as distâncias A1-B1 e C1-D1, não foram consideradas no experimento pois o IRM ultrapassou os

limites da demarcação em virtude da configuração espacial do *phantom*, o que comprometeu a sua mensuração.

Durante a realização das mensurações, notou-se que essas ferramentas apresentam suas peculiaridades, sendo mais ou menos difícil a obtenção das medidas em cada um dos aparelhos em estudo. Notou-se, por exemplo, que no i-CAT™ a ferramenta simulava um “grid” virtual que fazia com que as medidas apresentassem um comportamento modular, ou seja, variavam sempre dentro de um padrão. Portanto, em um próximo trabalho, seria interessante repetir o experimento com imagens impressas onde as mensurações fossem adquiridas através de um paquímetro digital e comparar os resultados.

Para discutir os resultados obtidos, é necessário definir os termos<sup>1</sup> acurácia e precisão. Acurácia, ou exatidão, consiste no grau de conformidade de um valor medido ou calculado em relação à sua definição ou com respeito a uma referência padrão. Pode ser demonstrada pela comparação dos resultados obtidos com o material de referência padrão cujo erro regular não é significativo. Precisão é o grau de variação de resultados de uma medição. Não é o mesmo que exatidão que se refere à conformidade com o valor real. A precisão tem como base o desvio-padrão de uma série de repetições da mesma análise.

Em relação ao tomógrafo i-CAT™, em todos os protocolos observou-se que tanto a distância A-B como a distância C-D apresentaram medidas inferiores às reais e que houve divergência com relação à variabilidade entre as imagens axiais.

---

<sup>1</sup> Definições baseadas na referência: Morettin PA, Bussad WO. Estatística Básica. 5a ed. São Paulo: Saraiva; 2002.

Esses dados corroboram os descritos por Yamamoto et al. (2003), Araki et al. (2004), Lascala et al. (2004), Loubele et al. (2007).

A análise dos dados deve ser feita de maneira criteriosa, pois, segundo está descrito nas tabelas 7 e 10, todos os protocolos apresentaram diferença estatisticamente significativa das medidas reais. É importante ressaltar, nesse caso, que os dados estatísticos tem como referência uma grande acurácia em relação ao *phantom* e, assim, grandezas da ordem de centésimos de milímetro podem influenciar a significância estatística.

De acordo com as tabelas 7 e 10, que mostram a comparação da diferença média da distância A-B e da distância C-D, observadas dos protocolos em relação à medida real, pode-se verificar que apenas o protocolo 20 cm, 40s 0,4 mm teve uma diferença maior que 1 mm (1,213 mm para a distância A-B e 1,055 mm para a distância C-D). Essa diferença é significativa do ponto de vista clínico, pois dimensões dessa grandeza influenciam a viabilidade de instalação de implante ou mesmo a seleção de tamanho dos mesmos. Entretanto, é importante ressaltar que esse protocolo não está indicado para análises de pequenas grandezas, sendo utilizado, por exemplo, para análises cefalométricas. Os demais protocolos, que podem ser utilizados no planejamento de implantes, mostram uma diferença média de 0,6 a 0,7 mm da medida real. Esses valores, se não são ideais, podem viabilizar um planejamento seguro da seleção dos implantes pelo cirurgião, desde que o mesmo conheça essa pequena limitação.

Os protocolos do tomógrafo i-CAT™ 13cm 20s 0,3v e 13cm 20s 0,4 mm apresentaram menores desvios-padrão e também menor variabilidade entre as imagens axiais. Para a distância C-D o protocolo 13cm 20s 0,3 mm foi o que

apresentou menor variabilidade dos desvios-padrão entre as imagens axiais, ou seja, é o protocolo mais preciso. Portanto, esses são os protocolos mais precisos para o tomógrafo i-CAT™ e os mais indicados para a utilização em implantodontia.

Em relação à precisão, não houve diferença entre os protocolos com relação ao desvio padrão médio das imagens axiais, para ambas as medidas. Portanto, estatisticamente, os protocolos foram igualmente precisos.

O tomógrafo NewTom 3G™ gerou valores com padrão bastante semelhante às imagens do tomógrafo i-CAT™.

Todos os protocolos do tomógrafo NewTom 3G™ também apresentaram resultados que subestimaram o valores reais do *phantom*, resultado que coincide com os estudos de Yamamoto et al. (2003), Araki et al. (2004), Lascala et al. (2004), Loubele et al. (2007), Loubele et al. (2008) e Stratemann et al. (2008).

Os dados das tabelas 18 e 21 mostram a comparação diferença média da distância A-B e da distância C-D, observadas nos protocolos em relação à medida real. De acordo com esses dados, apenas o protocolo 12" 0,36 mm apresentou uma diferença maior que 1 mm (1,406 mm para a distância A-B e 1,145 mm para a distância C-D). Esses achados são semelhantes aos encontrados para o tomógrafo i-CAT™ e, portanto, podem ser interpretados da mesma forma. Assim sendo, esse protocolo é indicado, por exemplo, para análises cefalométricas, enquanto os demais protocolos são mais indicados para análises mais precisas (6 e 9 polegadas), como, por exemplo, em implantodontia, periodontia e endodontia.

Os protocolos 13 cm 40s 0,25mm (i-CAT™) e 6" 0,16 mm (NewTom 3G™) foram os mais acurados. Estes resultados já eram esperados uma vez que

ambos apresentam o menor tamanho de voxel de cada tomógrafo e, portanto, são os que geram imagens mais nítidas, concordando com Hatcher & Aboudara (2004), White & Pharoah (2007), Cavalcanti (2008) e Stratemann et al. (2008).

A comparação entre os tomógrafos foi um dos objetivos primários do presente trabalho e, portanto, cercada de muita expectativa. Essa comparação se torna interessante pelo fato dos dois aparelhos utilizarem métodos distintos de obtenção das imagens: *flat panel* para o i-CAT™ e intensificador de imagens para o NewTom 3G™. A primeira hipótese, baseada na experiência clínica e em alguns trabalhos da literatura (Baba et al., 2002, 2004; Bartling et al., 2007), era de que o *flat panel* apresentasse melhores resultados.

As medidas obtidas pelo tomógrafo i-CAT™ foram em média maiores do que as obtidas pelo NewTom 3G™. Esta diferença pode estar relacionada ao tamanho do voxel e ao tipo do sensor, uma vez que o i-CAT™ apresenta protocolos com menor tamanho de voxel e o sensor do tipo *flat panel*, que produz imagens com maior resolução que o NewTom 3G™ (Baba et al., 2002; Baba et al., 2004, Bartling et al., 2007, Bueno et al., 2007; Cavalcanti, 2008).

A comparação dos dados, entretanto, mostrou que houve diferença estatisticamente significativa para a medida A-B e não houve para a medida C-D. Contudo, para se obter a resposta de qual o melhor aparelho em relação à precisão, foram comparados os desvios-padrão por imagem axial de cada protocolo. As tabelas 28 e 29 apresentam o resultado dos testes de Mann-Whitney comparando os protocolos. Não houve diferença significativa entre os protocolos para as medidas A-B e C-D para todos os protocolos, exceto para os casos 13 cm 20s 0.3 mm x 9" 0,25

mm e 13 cm 40s 0,25 mm x 9" 0,25 mm. Portanto, pode-se dizer que não houve diferença estatística com relação à precisão dos tomógrafos.

Esses resultados mostrando que não houve diferença estatística com relação a precisão dos tomógrafos, corroboram os dados descritos por Yamamoto et al. (2003), Araki et al. (2004), Kobayashi et al. (2004), Lascala et al. (2004), Hilgers et al. (2005) e Marmula (2005). Isso pode ser explicado por Baba et al. (2004), que citaram ser a resolução isotrópica refinada de ambos os sistemas o fator que conduziu a resultados satisfatórios quanto à precisão.

Todavia, é importante ressaltar que o presente trabalho avaliou somente a precisão e a acurácia das imagens. Um dos argumentos de que as imagens obtidas por *flat panel* sejam melhores em relação ao intensificador de imagens está relacionada à qualidade visual das mesmas. Assim, é interessante que uma futura pesquisa pudesse avaliar a qualidade das imagens de ambos os sistemas.

A análise comparativa dos dados descritos na literatura com o presente trabalho se torna difícil pela grande diferença nos delineamentos experimentais citados para a avaliação da precisão de imagens tomográficas. Aliás, essa deve ser uma das preocupações dos pesquisadores da área: estabelecer uma padronização metodológica que permita a comparação dos trabalhos e, por conseguinte, um grande avanço nas pesquisas científicas. Para minimizar essa discrepância, foi feita uma revisão sistemática da literatura, a qual está descrita na tabela 32.

Tabela 32 - Revisão sistemática dos trabalhos descritos na revisão da literatura

Trabalho	Aparelho	FOV (cm)	Tamanho do voxel	Objeto	Erro de Medição (mm)	% Erro de Medição
Yamamoto et al., 2003*	CB MercuRay™	22 cm		tubo		5,47%
Araki et al., 2004 *	CB MercuRay™	22 cm		tubo acrílico		1%
Mozzo et al., 1998	NewTom 9000™	16 cm	0,25	crânio		Largura 0,8 a 1% (largura) e 2,2% (altura)
Kobayashi et al., 2004	Dental-CT	?	?	mandíbulas fatiadas	0,01 a 0,65	1,4
Lascalea et al., 2004*	NewTom 9000™	16 cm	0,25	crânio	3,55 +/- 1,5 a 6,59	10,28 +/- 1,52 a 22,6
Marmulla et al., 2005	NewTom 9000™	16 cm	0,25	<i>phantom</i> cúbico	0,13 +/- 0,09	
Loubele et al., 2006	i-CAT™	16 cm	0,25	crânios	0,05 +/- 0,47	
Loubele et al., 2006	Accuitomo 3D™	4 cm	0,125	crânios	1,2 +/- 1,00	
Loubele et al., 2007*	Accuitomo 3D™	4 cm	0,125	crânio	0,23 +/- 0,49	
Mischkowski et al., 2007b	Galileos™	15 cm	0,3 a 0,15	crânio seco	0,26 +/- 0,18	
Loubele et al., 2008*	Accuitomo 3D™	4 cm	0,125	Maxila de cadáver	0,09 +/- 1,64	
Stratemann et al., 2008	NewTom 9000™	16 cm	0,25	crânio seco	0,07 +/- 0,41	
Stratemann et al., 2008	CB MercuRay™	22 cm	0,3	crânio seco	0,00 +/- 0,22	
Suomalainen et al., 2008	Accuitomo 3D™	4 cm	0,125	mandíbula seca		4,7
Suomalainen et al., 2008	Accuitomo 3D™	4 cm	0,125	mandíbula imersa		2,3

\* Estudos que obtiveram resultados onde os valores foram menores que os das medidas reais.

A análise dos dados da tabela 32 mostra que a comparação entre os trabalhos é inadequada e, se feita de forma forçada, pode gerar conclusões irreais. Assim, a análise dos trabalhos deve ser feita de modo individual e não

comparativa.

Os trabalhos mostram aparelhos com diferentes FOV, lembrando que quanto menor o FOV menor o tamanho do voxel. Assim, há aparelhos que geram imagens mais nítidas e, portanto, mais precisas, apesar de não permitirem a utilização em várias indicações, como, por exemplo, o Accuitomo 3D™, que apresenta o fenômeno de visão truncada, impedindo uma maior utilização. Essa análise reafirma a impossibilidade de comparação dos trabalhos.

Há grande variação na metodologia usada nos trabalhos descritos e a significância clínica da precisão das medições depende do nível requerido de precisão. Caso os dados da TC sejam utilizados no planejamento pré-cirúrgico, uma informação suficientemente precisa e previsível permitem ao clínico planejar o tratamento e avaliar os resultados cirúrgicos. Quanto mais complexa for a cirurgia, mais crítico será dispor de dados seguros de TC para minimizar o risco intra-operatório e o resultado inadequado. O grau aceitável de erro depende, pois, do tipo e da complexidade dos procedimentos cirúrgicos que estão sendo planejados e dos objetivos do estudo.

Em relação à utilização das TC para prototipagem, Saddy (2006) comparou os modelos de prototipagem rápida originados a partir dos dados obtidos em exames de TC helicoidal e de CBCT e verificou que os modelos de prototipagem rápida obtidos a partir da TC helicoidal foram mais precisos do que a CBCT. Swennen et al. (2006) e Kumar et al. (2007) relataram que o método de avaliação cefalométrica por meio da 3D é eficaz e exato e é capaz de realizar análises em tecidos duros e moles

Ambos sistemas de CBCT avaliados neste trabalho produziram imagens precisas para mensurações lineares, sendo os menos acurados os protocolos de grande FOV (20 cm 40s 0,4 mm para o i-CAT™ e o 12" 0,36 mm para o NewTom 3G™). Portanto, é desejável que seja elaborado um fator de correção para esses casos, onde há necessidade de um FOV grande, como na realização de análises cefalométricas e na confecção de modelos por prototipagem rápida. Como, a CBCT é uma modalidade de obtenção de imagens bastante promissora para o futuro, desse modo, mais pesquisas são necessárias para se estabelecer a exatidão e a precisão das imagens na região craniofacial.

Analisando todos os fatores discutidos no presente trabalho, pode-se dizer que os tomógrafos avaliados são precisos e mais importantes que a marca comercial, é a correta indicação do melhor protocolo de aquisição de imagem para cada caso. Assim, é fundamental a comunicação entre imaginologista e o profissional solicitante, considerando todas as características dos sistemas CBCT.

## 7 CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia aplicada, pode-se concluir que:

- a) os protocolos do i-CAT™ testados, os de 13cm 20s 0,3mm e 13cm 20s 0,4mm foram os que apresentam menores desvios-padrão, comparados aos demais, sendo o protocolo 13cm 20s 0,3 mm o mais preciso;
- b) os protocolos do NewTom 3G™ testados, os de 9" 0,25 mm e de 6" 0,16 mm foram os mais precisos;
- c) estatisticamente os dois tomógrafos foram igualmente precisos uma vez que foi usado um nível de significância de 5%, não apresentando melhores resultados em relação ao outro;
- d) há discrepâncias entre os valores comparados que devem ser consideradas na correta indicação do protocolo de aquisição de imagem mais adequado para cada caso;
- e) os sistemas CBCT têm aplicação em muitas áreas da Odontologia, e escolha o protocolo de aquisição de imagem depende do grau de precisão da imagem requerido pelo caso clínico, sendo o radiologista o profissional mais preparado para tal.

## REFERÊNCIAS<sup>2</sup>

Aboudara CL. Nasopharyngeal airway size determine don lateral cephalometric headfilms and cone-beam CT scans. Growth and development. San Francisco: University of Califórnia, San Francisco; 2003. p.60 apud Stratemann S, Huang J, Maki K, Miller A, Hatcher D. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. Dentomaxillofac Radiol. 2008;37(2):80-93.

Aperio Services. NewTom Volumetric Cone beam Scanner [text on the internet]. 2005. Available from: <http://www.aperioservices.com>

Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of compact computed tomographic apparatus for dental use. Dentomaxillofac Radiol. 1999;28(4):245-8.

Araki K, Maki K, Seki K, Sakamaki K, Harata Y, Sakaino R, Okano T et al. Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercuRay™): system configuration and physical properties. Dentomaxillofac Radiol. 2004;33(1):51-9.

Baba R, Ueda K, Okabe M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. Dentomaxillofac Radiol. 2004 Sept;33(5):285-90.

Baba R, Konno Y, Ueda K, Ikeda S. Comparison of flat-panel detector and image-intensifier detector for cone beam CT. Comput Med Imaging Graph. 2002;26(3):153-8.

Bueno MR, Estrela C, Azevedo BC, Junior AB, Azevedo JR. Tomografia computadorizada Cone Beam: Revolução na Odontologia. Rev Assoc Paul Cir Dent. 2007;61(4):325-8.

Bartling SH, Majdani O, Gupta R, Rodt T, Dullin C, Fitzgerald PF et al. Large scan field, higt spatial resolution flat-panel detector based volumetric CT of the whole human skull base and for maxillofacial imaging. Dentomaxillofac Radiol. 2007 Sep;36(6):317-27.

Cavalcanti MGP. Diagnóstico por Imagem da Face. São Paulo: Santos; 2008. p.3-44.

Cavalcanti MGP, Rocha SS, Vannier MW. Craniofacial measurements based on 3D-CT volume rendering: implications for clinical appications. Dentomaxillofac Radiol. 2004;33(3):170-6.

---

<sup>2</sup> De acordo Manual de Normalização para Dissertação e Teses da Faculdade de Odontologia e Centro de Pós-Graduação São Leopoldo Mandic baseado no modelo Vancouver, de 1997, e abreviatura dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus.

Cavalcanti MGP, Vannier MW. Measurement of the volume of oral tumors by three-dimensional spiral computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2000 Jan;29(1):35-40.

Cavalcanti MGP, Vannier MW. Quantitative analysis of spiral computed tomography for craniofacial clinical applications. *Dentomaxillofac Radiol.* 1998 Nov;27(6):344-50.

Cavalcanti MGP, Yang J, Ruprecht A, Vannier MW. Accurate linear measurements in the anterior maxilla using orthoradially reformatted spiral computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 1999 May;28(3):137-40.

Cavalcanti MGP, Yang J, Ruprecht A, Vannier MW. Validation of spiral computed tomography for dental implants. *Dentomaxillofac Radiol.* 1998 Nov;27(6):329-33.

Cevitanes LH, Styner MA, Proffit WR. Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006 May;129(5):611-8.

Farman AG, Scarfe WC. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;130(2):257-65.

Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Shutvser F, Suetens P, Van SD. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Investig.* 2006;10(1):1-7.

Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M. A comparison of new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003;95(3):371-7.

Hashimoto K, Kawashima S, Kameoka S, Akiyama Y, Honjova T, Ejima K et al. Comparison of image validity between cone beam computed tomography for dental use and multidetector row helical computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007;36(8):465-71.

Hatcher DC, Aboudara CL. Diagnosis goes digital. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004 Apr;125(4):512-5.

Hilgers ML, Scarfe WC, Scheetz JP, Farman AG. Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128(6):803-11.

Holberg C, Steinhäuser S, Geis P, Rudzki-Janson I. Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. *J Orofac Orthop.* 2005; 66(6):434-44.

Junqueira JLC. Análise comparativa entre as telerradiografias cefalométricas laterais convencional, digital e geradas por tomografia computadorizada por aquisição volumétrica - Cone Beam [tese]. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista; 2007.

Kumar V, Ludlow JB, Mol A, Cevidanes L. Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007 July;36(5):263-9.

Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(2):228-31.

Kragstov J, Bosch C, Gyldensted C, Sindet-Pedersen S. Comparison of the Reliability of Craniofacial Anatomic Landmarks Based on Cephalometric Radiographs and Three-Dimensional CT Scans. *Cleft Palate Craniofac J.* 1997 Mar;34(2):111-6.

Lascale CA Análise da confiabilidade de medidas lineares obtidas em imagens de tomografia computadorizadas por feixe cônico (CBCT-NEWTOM) [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2003.

Lascale CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol.* 2004;33(5):291-4.

Lou L, Lagravere MO, Compton S, Major PW, Flores-Mir C. Accuracy of measurements and reliability of landmark identification with computed tomography (CT) techniques in the maxillofacial área: a systematic review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007 Sept;104(3):402-11.

Loubele M, Assche NV, Carpentier K, Mães F, Jacobs R, Steenberghe DV et al. Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008 Apr;105(4):512-8.

Loubele M, Guerrero ME, Jacobs R, Suetens P, van Steenberghe D. A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007 May-June;22(3):446-54.

Loubele M, Maes F, Schutyser F, Marchal G, Jacobs R, Suetens P. Assessment of bone segmentation quality of cone-beam CT versus multislice spiral CT: a pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;102(2):225-34.

Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Books SL, Howerton WB Dosimetry of 3CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006;35(4):219-26.

Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LJ, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;103(4):534-42.

Macchi A, Carrafiello G, Cacciafesta V, Norcini A. Three-dimensional digital modeling and setup. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006 May;129(5):605-10.

Marmulla R, Wortche R, Muhling J, Hassfeld S. Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2005;34(1):28-31.

Mischkowski RA, Zinser MJ, Ritter L, Neugebauer J, Brochhagen HG, Keeve E et al. Intraoperative navigation in the maxillofacial area based on 3D imaging obtained by a cone-beam device. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2007a;36(8):687-94.

Mischkowski RA, Pulsfort R, Ritter L, Neugebauer J, Brochhagen HG, Keeve E et al. Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007b;104(4):551-9.

Mischkowski RA, Scherer P, Ritter, Neugebauer J, Keeve E, Zöller JE. Diagnostic quality of multiplanar reformations obtained with a newly developed cone beam device for maxillofacial imaging. *Dentomaxillofac Radiol*. 2008;37(1):1-9.

Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol*. 1998;8(9):1558-64.

Nakagawa Y, Kobayashi K, Ishii H, Mishima A, Asada K, Ishibashi K. Preoperative application of limited cone beam computerized tomography as an assessment tool before minor oral surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2002;31(3):322-6.

Park SH, Yu HS, Kim KD, Lee KJ, Baik HS. A proposal for a new analysis of craniofacial morphology by 3-dimensional computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006 May;129(5):600.

Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2006; 35(6):410-6.

Richtsmeier JT, Paik CH, Elfert PC, Cole III TM, Dahlman HR. Precision, Repeatability, and Validation of the localization of Cranial Landmarks Using Computer Tomography Scans. *Cleft Palate Craniofac J*. 1995 May;32(3):217-27.

Saddy MS. Estudo comparativo entre tomografia computadorizada e a tomografia volumétrica na confecção de modelos de prototipagem [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2006.

Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc*. 2006 Feb;72(1):75-80 apud Bueno MR, Estrela C, Azevedo BC, Junior AB, Azevedo JR. Tomografia computadorizada Cone Beam: Revolução na Odontologia. *Rev Assoc Paul Cir Dent*. 2007;61(4):325-8.

Schulze D, Heiland M, Blake F, Rother U, Schmelzle R. Evaluation of quality of reformatted images from two cone-beam computed tomographic systems. *J Craniomaxillofac Surg*. 2005;33(1):19-23.

Stratemann S, Huang J, Maki K, Miller A, Hatcher D. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008;37(2):80-93.

Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res.* 2003;6(Suppl 1):31-6.

Suomalainen A, Vehmas T, Kortesiemi M, Peltola J. Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008;37(1):10-7.

Swennen GR, Schutyser F. Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006 Sept;130(3):410-16.

Swennen GR, Shutyser F, Barth EL, De Groeve P, De Mey A. A new method of 3-D cephalometry Part I: the anatomic Cartesian 3-D reference system. *J Craniofac Surg* 2006 Mar;17(2):314-25.

Winter AA, Pollack AS, Frommer HH, Koenig L. Cone beam volumetric tomography vs. medical CT scanners. *N Y State Dent J.* 2005;71(4):28-33.

White SC, Pharoah MJ. *Radiologia oral: fundamentos e interpretação.* 5a ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2007.

Yamamoto K, Ueno K, Seo K, Shinohara D. Development of dento-maxillofacial cone beam X-ray computed tomography system. *Orthod Craniofac Res.* 2003;6Suppl 1:160-2.

**ANEXO A - Folha de Aprovação do Comitê de Ética****Dispensa de Submissão**

Campinas, 21 de Fevereiro de 2008.

Ao

**C. D. Francine Küll Panzarella**

**Curso: Doutorado em Imaginologia**

Prezado (a) Aluno (a):

O projeto de sua autoria "AVALIAÇÃO DA ACURÁCIA GEOMÉTRICA DAS IMAGENS OBTIDAS POR TOMÓGRAFOS COMPUTADORIZADOS QUE UTILIZAM OS PRÍNCÍPIOS CONE-BEAM E FAN-BEAM".

Orientado (a) pelo (a) Professor (a) Dr.(a) José Luiz Cintra Junqueira.

Entregue na Secretaria de Pós-graduação do C.P.O. São Leopoldo Mandic, no dia 15/02/2008, com número de protocolo nº 08/026 NÃO SERÁ SUBMETIDO AO RESPECTIVO COMITÊ, nesta Instituição, por tratar-se exclusivamente de pesquisa laboratorial, sem envolvimento de seres humanos ou animais.

Cordialmente

**Prof. Dr. Thomaz Wassall**  
**Coordenador de Pós-Graduação**

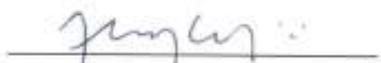
## ANEXO B - Autorização da IRO



### AUTORIZAÇÃO

Eu, Dr. José Luiz Cintra Junqueira, autorizo Francine Kühn Panzarella aluna da Faculdade de Odontologia e Centro de Pós-graduação São Leopoldo Mandic, a usar os Tomógrafos NewTom 3g™ e i-CAT™ que se encontram nas dependências do Instituto de Radiodiagnóstico Odontológico, na realização do experimento que fará parte da tese de Doutorado com título: "Avaliação da Acurácia Geométrica das Imagens obtidas por Tomógrafos Computadorizados quem utilizam os princípios Cone Beam".

Campinas, 13 de fevereiro de 2008.

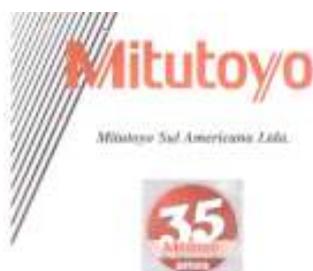
  
\_\_\_\_\_  
Dr. José Luiz Cintra Junqueira

Av. Júlio de Mesquita, 763 – Cambuí – Fone: (19) 3512.0000

CEP: 13025 - 063 Cambuí Campinas / SP

[www.iro.com.br](http://www.iro.com.br)

## ANEXO C - Certificado de Calibração - MITUTOYO


**LABORATÓRIO  
DE  
METROLOGIA**

REDE BRASILEIRA DE CALIBRAÇÃO



Pag.: 1 / 2

**CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO N°. 5148/08**

**Cliente :** " FRANCINE KÜHL PANZARELLA DE FIGUEIREDO, "  
Endereço : Rua Tiradentes, 757 - Campinas - SP.

**Ordem de Serviço:** 038.581

**1 - Objeto Calibrado**

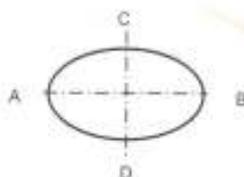
**CILINDRO DE NYLON**  
Fabricante: Sem identificação  
Código: Não consta  
Número de Série: Não consta

**2 - Padrão utilizado na Calibração:**

Máquina de Medição Longitudinal  
Número: 2442  
Certificado N° 0009/08 - RBC - Mitutoyo  
Validade: 01/2009

**3 - Procedimento de Medição:** PML - 0024 Versão 1/1

Foi verificado o diâmetro do cilindro em 10 seções conforme identificado no padrão em duas coordenadas A/B e C/D.



Data da Calibração: 16 de Junho de 2008

Carlos Kazuo Saitake  
Gerente do Depto de Garantia da Qualidade  
Emissão: 15.06.08

Este certificado atende aos requisitos de identificação pelo CIPROMETRO que avalia a competência do laboratório e comprova sua capacidade e rastreabilidade a padrões nacionais ou internacionais (isto de acordo com o Regulamento de Metrologia - RM).  
A reprodução deste Certificado só poderá ser feita e depende da aprovação por escrito da Mitutoyo.  
Os resultados deste Certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido à calibração nos condições especificadas, não sendo extensivos a qualquer outro.

\*Centro de Serv. Ao. João Carlos da Silva Borges, 1240 - Santo Antônio - CEP 04730-605 - São Paulo - SP - Telefone: (11) 5643-8888 - Fax: (11) 5641-0722  
\*Campinas: Rod. João Ribeiro, 1095 - Barro Preto - CEP: 13620-500 - Guaxupé - SP - Tel: (11) 4746-5858 - Fax: (11) 4745-5836 - E-mail: sutores@mitutoyo.com.br  
Laboratório: Tel: (11) 4746-5250 - Fax: (11) 4746-8840 - E-mail: metrologia@mitutoyo.com.br  
Assistência Técnica: Tel: (11) 4746-5267 - Fax: (11) 4746-8860 - E-mail: assistec@mitutoyo.com.br  
Assistência Técnica Exterior: Tel: (11) 5643-8827 - Fax: (11) 5643-8826 - E-mail: at@mitutoyo.com.br



Mitutoyo Sul Americana Ltda.

**CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO N.º 5148/08**

**REDE BRASILEIRA DE CALIBRAÇÃO**

Laboratório de Calibração Acreditado pela CGCRE / INMETRO de acordo com ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob n.º 031

Pag.: 2 / 2

**4 - Resultado da calibração:** O resultado é a média das calibrações.

Posição	1ª. Leitura	2ª. Leitura	3ª. Leitura	4ª. Leitura	Média
A1/B1	48,96	48,96	48,96	48,96	48,96
A2/B2	48,91	48,91	48,91	48,91	48,91
A3/B3	48,90	48,90	48,90	48,90	48,90
A4/B4	48,95	48,95	48,95	48,95	48,95
A5/B5	48,95	48,95	48,95	48,95	48,95
A6/B6	48,90	48,90	48,91	48,91	48,90
A7/B7	48,90	48,90	48,90	48,90	48,90
A8/B8	48,93	48,93	48,93	48,93	48,93
A9/B9	48,92	48,91	48,91	48,91	48,91
A10/B10	48,89	48,90	48,90	48,89	48,89

Posição	1ª. Leitura	2ª. Leitura	3ª. Leitura	4ª. Leitura	Média
C1/D1	48,73	48,74	48,74	48,74	48,74
C2/D2	48,72	48,72	48,71	48,71	48,71
C3/D3	48,71	48,71	48,72	48,71	48,71
C4/D4	48,72	48,72	48,72	48,72	48,72
C5/D5	48,72	48,72	48,72	48,71	48,72
C6/D6	48,69	48,69	48,68	48,68	48,68
C7/D7	48,67	48,67	48,66	48,67	48,66
C8/D8	48,69	48,69	48,69	48,69	48,69
C9/D9	48,67	48,67	48,67	48,67	48,67
C10/D10	48,64	48,64	48,64	48,64	48,64

**5 - Incerteza de Medição:**  $U = 0,01 \text{ mm}$

A incerteza declarada é baseada em uma incerteza padrão combinada multiplicada por um fator de abrangência  $k = 2,3$  para um nível de confiança de aproximadamente 95%.

**6 - Nota:** Temperatura ambiente :  $20,0 \pm 0,5^\circ\text{C}$ .