



**UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
MESTRADO EM ODONTOLOGIA E SAÚDE**

Ana Cristina Rosário Sobreira Vasconcellos

**AVALIAÇÃO DA ACURÁCIA DE RADIOGRAFIAS PANORÂMICAS DIGITAIS
E DE REFORMATAÇÕES PANORÂMICAS TOMOGRÁFICAS: ESTUDO
EXPERIMENTAL *EX VIVO* COM MANDÍBULAS SECAS HUMANAS**

Salvador – Bahia

2014



**UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
MESTRADO EM ODONTOLOGIA E SAÚDE**

Ana Cristina Rosário Sobreira Vasconcellos

**AVALIAÇÃO DA ACURÁCIA DE RADIOGRAFIAS PANORÂMICAS DIGITAIS E DE
REFORMATAÇÕES PANORÂMICAS TOMOGRÁFICAS: ESTUDO
EXPERIMENTAL *EX VIVO* COM MANDÍBULAS SECAS HUMANAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia e Saúde – nível Mestrado - da Universidade Federal da Bahia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Orientadora: Prof^a Dr^a Viviane Almeida Sarmiento

Salvador – Bahia

2014

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Universitária de
Saúde, SIBI - UFBA.

V331 Vasconcellos, Ana Cristina Rosário Sobreira

Avaliação da acurácia de radiografias panorâmicas digitais e de reformatações panorâmicas tomográficas: estudo experimental ex vivo com mandíbulas secas humanas/ Ana Cristina Rosário Sobreira Vasconcellos – Salvador, 2014.

88 f.

Orientadora: Prof^a. Dr^a Viviane Almeida Sarmiento

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal da Bahia.
Escola de Odontologia, 2014.

1. Odontologia. 2. Tomografia Computadorizada 3. Radiografia Panorâmica I. Sarmiento, Viviane Almeida. II. Universidade Federal da Bahia | . III. Título.

CDU 616.314



UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ODONTOLOGIA E SAÚDE

TERMO DE APROVAÇÃO

C.D. ANA CRISTINA ROSÁRIO SOBREIRA

**“AVALIAÇÃO DA ACURÁCIA DE RECONSTRUÇÕES
PANORÂMICAS DE IMAGENS TOMOGRÁFICAS: ESTUDO
EXPERIMENTAL *EX VIVO*”**

BANCA EXAMINADORA:

Profa. Dra. Viviane Almeida Sarmento (Orientadora)
Professora da Universidade Federal da Bahia – Faculdade de Odontologia

Profa. Dra. Patrícia Leite Ribeiro Lamberti (Examinador Interno)
Professora da Universidade Federal da Bahia – Faculdade de Odontologia

Profa. Dra. Cássia Maria Fischer Rubira (Examinador Externo)
Professora da Faculdade de Odontologia de Baurú - USP

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Gilcemar e Nilzalva, pela educação,
carinho e amor durante todos esses anos.

À minha irmã Poliana pelo apoio e
incentivo durante todas as fases da minha vida.

Ao meu marido, Enéas José, por toda paciência,
amor e incentivo à minha vida profissional.

AGRADECIMENTOS

A Deus, que me guia e orienta neste caminho de vida e me fortalece nos momentos de desafios.

A minha família, pelo amor e apoio incondicional nos momentos em que mais precisei.

A coordenação do programa de Pós-graduação em Odontologia e Saúde em nome da Profa. Dra. Luciana Ramalho por ter permitido realizar o curso de Mestrado.

Aos Professores Getúlio da Rocha Nogueira Filho e Maria Cecília Fonseca Azoubel, por terem me feito despertar para o mundo da pesquisa na época da graduação e me dado a oportunidade de conhecer o caminho da docência, ensinando e transmitindo experiências, e em incentivaram à vencer desafios.

Aos professores do Centro de Ortodontia da UFBA por viabilizar a realização desta pesquisa, me cedendo os equipamentos e o programa Dolphin Imaging 3D® para realização desta pesquisa.

A todos os professores e colaboradores participantes do programa, obrigado pela atenção e conhecimento.

A FAPESB, pelo apoio financeiro ao longo de todo o período do mestrado.

Aos Colegas de turma e de pesquisa Inessa e Anderson, que me ajudaram durante toda a pesquisa e finalização deste trabalho, ambos sempre acessíveis e colaborativos.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia (FOUFBA), por ter me dado a oportunidade de realizar um sonho e de crescer profissionalmente.

Aos colegas de turma do mestrado, por esse período de convivência de muito companheirismo, apoio, aprendizado e amizade.

A Profa. Dra. Soraya Castro Trindade, pela grande ajuda na análise estatística deste estudo.

À FOB-USP (em nome da Profa. Dra. Izabel Rubira-Bullen), ao Hospital das Clínicas da UFBA (em nome do Prof. Dr. Marcelo Benício), ao Hospital Ana Neri (em nome da Dra. Sirlene Mendes Borges), à UEFS (em nome do Prof. Dr. Isaac Suzart Gomes Filho) e à Clínica Multimagem (em nome do Dr. Marco Novaes), pelo incentivo à pesquisa através da parceria para a realização dos exames de tomografia computadorizada e radiografias digitais, possibilitando a realização desta pesquisa.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

A Profª Drª Viviane Almeida Sarmiento, minha orientadora, fonte de admiração e respeito, por ter me acolhido e confiado na minha capacidade, estimulando-me nos momentos de dificuldades e sendo sempre acessível para solucionar minhas dúvidas.

“Nunca deixe que lhe digam que não vale
a pena acreditar nos sonhos que se têm,
ou que os seus planos nunca vão dar certo,
ou que você nunca vai ser alguém...”

Renato Russo

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS	9
LISTA DE FIGURAS	12
LISTA DE TABELAS E QUADROS	13
RESUMO	16
ABSTRACT	17
1 INTRODUÇÃO	18
2 REVISÃO DE LITERATURA	21
2.1 RADIOGRAFIA PANORÂMICA DIGITAL	21
2.2 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE EM LEQUE (TCFL)	22
2.3 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO (TCFC)	25
2.4 PROGRAMAS DE PÓS-PROCESSAMENTO DE IMAGENS	29
2.4.1 Reformatação Panorâmica (RMP)	31
2.5 Acurácia em radiografias Panorâmicas Digitais	32
2.6 Acurácia em reformatações Panorâmicas Geradas por TC	34
3 PROPOSIÇÃO	48
3.1 OBJETIVO GERAL	48
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	48
4 METODOLOGIA	49
4.1 DELINEAMENTO DA PESQUISA	49
4.2 ASPECTOS ÉTICOS	49
4.3 POPULAÇÃO E AMOSTRA	49
4.4 COLETA E INSTRUMENTOS DE COLETA DE DADOS	49
4.7 ANÁLISE DOS DADOS	57
5 RESULTADOS	61

6 DISCUSSÃO	71
7 CONCLUSÃO	81
REFERÊNCIAS	82
ANEXO A – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA	92
ANEXO B – FICHA PARA REGISTRO DAS MEDIDAS AFERIDAS	93

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ALARA	<i>As low as reasonable acceptable</i> – Tão baixo quanto razoavelmente exequível
ANOVA	<i>Analysis of variance</i> - Análise de variância
ATM	Articulação Temporomandibular
BA	Bahia
CCD	<i>Charged Coupled Device</i> – Dispositivo Armazenador de Carga
CCI	Coeficiente de Correlação Intraclasse
CD-ROM	<i>Compact Disc Read-Only Memory</i> - Disco Compacto com Memória Apenas para Leitura
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
cm	Centímetro(s)
CMOS	<i>Complementary metal-oxide-semiconductor</i> – Semicondutor óxido-metal complementar
CTBMF	Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial
DICOM	<i>Digital Imaging Communications in Medicine</i> - Comunicação de Imagens Digitais em Medicina
EM	Erro de Mensuração
et al	E outros
EUA	Estados Unidos da América
FAPESB	Fundação de Apoio à Pesquisa do Estado da Bahia
FOB	Faculdade de Odontologia de Bauru
FOUFBA	Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia
FOV	<i>Field of View</i> – Campo de Visão
FPD	<i>Flat-Panel Detector</i> – Detector de Tela Plana

Fig.	Figura
H1	Medida horizontal do diâmetro do defeito para-sínfisário do lado direito
H2	Medida horizontal do diâmetro do defeito para-sínfisário do lado esquerdo
H3	Medida horizontal do diâmetro do defeito no ângulo direito
H4	Medida horizontal do diâmetro do defeito no ângulo esquerdo
ICRP	International Commission on Radiological Protection - Comissão Internacional de Proteção Radiológica
IID	<i>Image Intensifier Detector</i> – Detector com Intensificador de Imagem
JPEG	<i>Joint Photographic Experts Group</i> – método para compressão de imagens fotográficas
kV	Kilovoltagem pico
LTDA	Limitada
mAs	Miliamperagem por segundo
MED	Medida
mm	Milímetro(s)
mSv	Milisievert(s)
nº	Número
p	Probabilidade de erro ou variabilidade amostral
PAND	Radiografia Panorâmica Digital
RMP	Reformatação Multiplanar
ROI	<i>Region of interest</i> - Região de Interesse
rpm	Rotação(ões) por minuto
TC	Tomografia Computadorizada
TCH	Tomografia Computadorizada Helicoidal
TCFL	Tomografia Computadorizada de Feixe em Leque

TCFC	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
TCMC	Tomografia Computadorizada Multicortes/ Multicanais
TCSL	Tomografia Computadorizada <i>Singleslice</i>
TIFF	<i>Tagged Image File Format</i> – formato matricial utilizado para representar imagens digitais
UEFS	Universidade Estadual de Feira de Santana
UFBA	Universidade Federal da Bahia
UH	Unidade(s) <i>Hounsfield</i>
USP	Universidade de São Paulo
VGA	<i>Video Graphic Adaptator</i> – adaptador gráfico de vídeo
V1	Medida vertical do diâmetro do defeito para-sínfisário do lado direito
V2	Medida vertical do diâmetro do defeito para-sínfisário do lado esquerdo
V3	Medida vertical do diâmetro do defeito no ângulo direito
V4	Medida vertical do diâmetro do defeito no ângulo esquerdo
2D	Bidimensional(is)
3D	Tridimensional(is)
o	Grau(s)
=	Igual a
>	Maior que
<	Menor que
”	Polegada(s)
%	Porcentagem
®	Marca registrada

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Delimitação do defeito ósseo a ser confeccionado na região de ângulo mandibular	51
Figura 2	Delimitação do defeito ósseo a ser confeccionado na região de parassínfise	51
Figura 3	Confecção do defeito ósseo na região de parassínfise	51
Figura 4	Mandíbula seca após confecção dos defeitos ósseos	51
Figura 5	Posicionamento da mandíbula para obtenção das Radiografias Panorâmicas Digitais (Rotagraph Plus®)	54
Figura 6	Posicionamento da mandíbula para obtenção da PAN D (Rotagraph Plus®)	54
Figura 7	Posicionamento da mandíbula no aparelho de TC <i>singleslice</i> (SOMATON Spirit®)	54
Figura 8	Posicionamento da mandíbula no aparelho de TCMC de quatro canais (ASTEION S4®)	55
Figura 9	Posicionamento da mandíbula no aparelho de TCMC de 128 canais (OPTIMA CT660®)	55
Figura 10	Posicionamento da mandíbula no aparelho de TCFC (i-CAT®)	55
Figura 11	Aferição da mandíbula seca na região anterior com o paquímetro digital	59
Figura 12	Obtenção da reformatação panorâmica e medidas lineares nos defeitos ósseos, no programa Dolphin Imaging 3D®	59
Figura 13	Radiografia panorâmica digital e medidas lineares nos defeitos ósseos, no programa Dolphin Imaging 3D®	60

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Tabela 1	Comparação das distâncias lineares obtidas das mandíbulas secas (padrão ouro) com suas correspondentes medidas das imagens panorâmicas, obtidas a partir de sete diferentes protocolos	62
Tabela 2	Comparação das distâncias lineares horizontais obtidas das mandíbulas secas (padrão ouro) com suas correspondentes medidas das imagens panorâmicas, obtidas a partir de sete diferentes protocolos	63
Tabela 3	Comparação das distâncias lineares verticais obtidas das mandíbulas secas (padrão ouro) com suas correspondentes medidas das imagens panorâmicas, obtidas a partir de sete diferentes protocolos	63
Tabela 4	Comparação das distâncias lineares na região anterior obtidas das mandíbulas secas (padrão ouro) com suas correspondentes medidas das imagens panorâmicas, obtidas a partir de sete diferentes protocolos	64
Tabela 5	Comparação das médias das distâncias lineares na região posterior obtidas das mandíbulas secas (padrão ouro) com suas correspondentes medidas das imagens panorâmicas, obtidas a partir de sete diferentes protocolos	65
Tabela 6	Média dos erros dimensionais absoluto e relativo das radiografias panorâmicas e das reformatações panorâmicas obtidas a partir de seis diferentes protocolos	65
Tabela 7	Média dos erros dimensionais absoluto e relativo das radiografias panorâmicas e das reformatações panorâmicas obtidas a partir de seis diferentes protocolos, a depender da direção da distância aferida	66
Tabela 8	Média dos erros dimensionais absoluto e relativo das radiografias	67

panorâmicas e das reformatações panorâmicas obtidas a partir de seis diferentes protocolos, a depender da região da distância aferida

Quadro 1	Avaliação do erro dimensional das radiografias panorâmicas e das reconstruções panorâmicas obtidas a partir de seis diferentes protocolos ,em relação ao padrão ouro, para medidas da região anterior da mandíbula	68
Quadro 2	Avaliação do erro dimensional das radiografias panorâmicas e das reconstruções panorâmicas obtidas a partir de seis diferentes protocolos, em relação ao padrão ouro, para medidas da região posterior da mandíbula	68
Quadro 3	Distribuição dos erros dimensionais produzido nas radiografias panorâmicas e reformatações panorâmicas, com seis faixas de corte, entre todos os protocolos de aquisição de imagem	69
Quadro 4	Distribuição dos erros dimensionais produzido nas radiografias panorâmicas e reformatações panorâmicas, com cinco faixas de corte, entre todos os protocolos de aquisição de imagem	69
Quadro 5	Distribuição dos erros dimensionais produzido nas radiografias panorâmicas e reformatações panorâmicas, com três faixas de corte, entre todos os protocolos de aquisição de imagem	70
Quadro 6	Distribuição dos erros dimensionais produzido nas radiografias panorâmicas e reformatações panorâmicas, com duas faixas de corte, entre todos os protocolos de aquisição de imagem	70

RESUMO

As radiografias panorâmicas são rotineiramente utilizadas no diagnóstico e planejamento do tratamento odontológico. Este exame fornece uma ampla visão das estruturas calcificadas do complexo maxilomandibular, produzindo uma imagem de ambos os arcos dentários. Atualmente com a evolução nas técnicas de diagnóstico por imagem, a aquisição de imagens por aparelhos digitais e as tomografias computadorizadas (TC) ganharam espaço na área odontológica. As informações capturadas por equipamentos digitais e tomógrafos podem ser processadas em programas específicos que executam o pós-processamento eletrônico da imagem gerando reformatações bidimensionais e tridimensionais (3D). Os estudos comprovam que as imagens geradas por esses aparelhos são mais nítidas e acuradas do que as radiografias convencionais, porém o pós-processamento dos dados por diferentes programas e suas ferramentas são pouco discutidas. O objetivo deste trabalho foi avaliar a acurácia de radiografias panorâmicas digitais (PAND) e de reformatações panorâmicas de imagens tomográficas geradas pelo programa de pós-processamento de imagens Dolphin Imaging 3D®. Para tal, foram avaliadas medidas lineares em defeitos ósseos circunferenciais confeccionados na região anterior e posterior de dez mandíbulas secas, que em seguida foram submetidas a exames de PAND, TC de feixe cônico (TCFC) (com *voxels* de 0,2 mm, 0,3 mm e 0,4 mm) e TC helicoidal (TCH) *Singleslice* e multicortes (TCMC) (de quatro e 128 canais). As medidas foram realizadas por dois examinadores, duas vezes, e os dados foram comparados e submetidos à análise estatística. Os resultados mostraram que a correlação intra e inter examinador foram muito forte ($r= 96$); não houve diferenças estatísticas na acurácia dos diferentes protocolos de obtenção das imagens, embora a PAND tenha apresentado a maior média de erro dimensional absoluto (0,78) e a TCFC *voxel* 0,2mm a menor média (0,62mm); avaliando a magnitude do erro dimensional, observou-se que apenas nas PAND o erro em sua maioria situou-se na faixa maior que 1mm (31,25%) e para as TC tiveram em sua maioria erros na faixa de 0 a 0,5mm .

Palavras-chave: programas biomédicos, tomografia computadorizada, radiografia panorâmica.

ABSTRACT

Panoramic radiographs are routinely used in the diagnosis and planning of dental treatment. This test provides a complete overview of the mineralized structures of the maxillomandibular complex, producing an image of both dental arches. Currently with developments in diagnostic techniques for imaging, computed tomography (CT) are gaining space in the dental field. The information captured by the scanners can be processed on specific software implementing the electronic post-processing of the image generating two-dimensional and three-dimensional (3D) reconstructions. Studies show that images generated by these appliances are sharper and more accurate than conventional radiographs, but the post-processing of the data by different software and their tools are rarely discussed. The objective of this study was to evaluate the accuracy of digital panoramic radiography and panoramic reconstructions of tomographic images generated by post-processing images the Dolphin Imaging 3D®. For this, linear measurements were evaluated in circumferential bone defects made in the anterior and posterior region of ten dry mandibles, which then underwent examinations digital panoramic radiography, cone beam CT (with voxels of 0.2 mm, 0.3 mm and 0.4 mm) Helical CT and a Multislice CT (four and 128 channels). The measurements were performed by two examiners, twice, and the data were compared and analyzed statistically. The results demonstrated that intra and inter examiner correlation was very strong ($r = 0.96$); no statistical differences on the accuracy of different image acquisition protocols, although the PAND it had the greatest average absolute error dimensional (0.78 mm) and CBCT voxel 0.2mm the lowest average (0.62 mm); evaluating the magnitude of the dimensional error was observed only in the error PAND mostly remained in the range greater than 1mm (31,25%) and the CT had mostly errors in the range 0 to 0.5mm.

Keywords: biomedical software, computerized tomography, panoramic radiography.

1 INTRODUÇÃO

As radiografias são importantes exames complementares ao diagnóstico, principalmente indicadas para a visualização de estruturas mineralizadas. Na Odontologia a radiografia panorâmica é uma das incidências mais utilizadas por permitir a visualização de ambas as arcadas dentárias e conseqüentemente de toda a dentição em uma única imagem. Para planejamento de implantes é o exame de primeira escolha por fornecer visualização anatômica da área e muitas vezes é o único exame de imagem solicitado para a obtenção do traçado métrico, que fornece informações para a seleção do tipo de implante (CARVALHO et al, 2008). Esse exame, porém, tem importantes deficiências, como distorção e ampliação não uniforme da imagem (ABRAHAMS, 2001; RODRIGUES; VITRAL, 2007) e sobreposição de estruturas ósseas complexas (LIANG et al, 2010).

Desde sua introdução no mercado odontológico, muitas inovações foram realizadas a fim de melhorar a qualidade da imagem panorâmica, dentre elas o uso dos sistemas digitais. As inúmeras vantagens da radiografia digital sobre o método tradicional, como por exemplo a redução da dose de radiação ao paciente, têm levado a uma popularização desse método radiográfico por diversos profissionais (McDAVID, 1991). A radiografia panorâmica digital (PAND), entretanto, não corrige os problemas de ampliação e distorção, inerentes à técnica de obtenção da imagem (XAVIER, 2010).

Atualmente o exame de tomografia computadorizada (TC), muito requisitado na área médica, começa também a desenvolver-se na área odontológica, principalmente nas áreas de Implantodontia, Estomatologia, Cirurgia e Ortodontia (MEURER et al, 2008; GARIB et al, 2007). Com isso, questões que não podiam ser esclarecidas com as radiografias convencionais são agora respondidas com exames de TC (ABRAHAMS, 2001). No entanto esta prática recebeu algumas críticas devido ao nível de exposição à radiação X durante a aquisição da imagem (BENAVIDES et al, 2012).

A TC é um método de diagnóstico por imagem que utiliza a radiação X e permite obter a reprodução de uma secção do corpo humano em quaisquer uns dos três planos do espaço: axial, sagital e coronal (GARIB et al, 2007; TOHNAK et al, 2011). A TC pode ser dividida em duas categorias com base na geometria de aquisição do feixe de raios X, ou seja: a TC de Feixe em Leque, utilizada na área médica (*fan-beam computed tomography – FBCT/TCFL*) e a TC de Feixe Cônico (*cone-beam computed tomography – CBCT/TCFC*).

Dentre os equipamentos médicos, a tecnologia helicoidal (TCH) substituiu a aquisição fatia a fatia das primeiras gerações de equipamentos. Já em relação aos equipamentos de TCH, a aquisição de dados por uma única fileira de detectores (TC *singleslice*) vem sendo suplantada por tomógrafos que permitem a captura simultânea de múltiplas fatias a cada giro do equipamento; são as chamadas TC multicortes (TCMC) ou *multislice*. Isso aumenta a quantidade de informações obtidas a cada giro do equipamento e diminui a dose e duração do exame.

A TCFC usada em Odontologia refere-se a equipamentos para obtenção exclusiva de imagens da face. A diferença básica consiste na aquisição de todo o volume a ser escaneado em um único giro do equipamento, enquanto na TCFL múltiplos giros são realizados em torno da cabeça do paciente para adquirir os dados do segmento anatômico desejado. A TCFC normalmente permite a aquisição de imagens com melhor resolução espacial e menor dose de radiação X, quando comparadas às TCFL, entretanto o tamanho da área escaneada pode ser limitada em muitos modelos de equipamentos, o que às vezes restringe o exame a áreas bem pequenas.

Após a aquisição dos dados, seja num equipamento de TCFL ou TCFC, é preciso reconstruí-los para a sua adequada interpretação. No mercado diversos programas são capazes de processar e analisar as imagens geradas por estes aparelhos e gerar diferentes reformatações. A reformatação panorâmica tem sido amplamente utilizada na área odontológica, porém é pouco estudada.

O objetivo deste estudo foi avaliar a acurácia de PAND e de reformatações panorâmicas de imagens obtidas por TC, em diferentes protocolos, que foram pós-processadas pelo programa Dolphin Imaging 3D®.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 RADIOGRAFIA PANORÂMICA DIGITAL (PAND)

O exame radiográfico é considerado um pré-requisito para o planejamento pré-operatório no tratamento com implantes e radiografias panorâmicas têm sido amplamente utilizados em odontologia, especialmente em implantodontia, devido à sua disponibilidade e acessibilidade (PARK, 2010). Atualmente, existe uma transição da radiografia convencional para a radiografia digital em ambas as técnicas intra e extrabucal (YASAR; APAYDIN; YILMAZ, 2012).

No sistema digital, a imagem em filme é substituída por uma matriz bidimensional de *pixels* (elementos de imagem), que são múltiplos pequenos pedaços de informação. Os *pixels* não são distribuídos aleatoriamente em toda a imagem, em vez disso, eles se encontram em células específicas, dispostas em linhas e colunas, conhecido como a “matriz” da imagem digital (ANGELOPOULOS, 2004). As vantagens do sistema digital são: a eliminação do processamento com substâncias químicas, a disponibilidade imediata da imagem, possibilidade de melhorar a densidade e contraste da imagem, o pequeno espaço necessário para armazenamento das imagens, o uso em telerradiologia, disponibilidade para múltiplas reimpressões e a menor contaminação do ambiente.

Radiografias digitais podem ser obtidas usando placas de fósforo (sistema digital semi-direto) ou sensores eletrônicos do tipo *CCD* (*charged coupled device* – dispositivo armazenador de carga) ou *CMOS* (Complementary metal–oxide–semiconductor – semicondutor óxido-metal complementar) (sistema digital direto) (GAVALA et al, 2009). Outra vantagem que tem sido estudada é a possibilidade de redução da dose de radiação nos sistemas digitais, a qual foi avaliada num estudo de GAVALA et al (2009), utilizando 16 sítios anatômicos com dosímetros termoluminescentes (TLD-100) em um fantom. Os autores compararam dois aparelhos de radiografia panorâmica, um convencional (Planmeca Promax®) e outro digital (Planmeca PM2002CC Proline 2000®), calculando a dose efetiva segundo a

ICRP ([International Commission on Radiological Protection](#) - Comissão Internacional de Proteção Radiológica) e sobre as glândulas salivares. Os resultados mostraram que na radiografia convencional (66 kVp, 6 mA e 16s) as doses efetivas foram de 17 e 26 mSv, respectivamente. Na radiografia digital usando 66 kVp, 8 mA e 18s esses valores foram de 23 e 38 mSv, e com o protocolo de 60 kVp, 4 mA e 18s, as doses foram de 8 e 12 mSv. Os autores concluíram que a redução da dose pode ser alcançada com a radiografia digital, se forem utilizadas as configurações radiográficas mais baixas possíveis (GAVALA et al, 2009).

A técnica básica da radiografia panorâmica digital é a mesma utilizada em máquinas convencionais. Objetos situados no centro do plano retratado são reproduzidos nitidamente com distorções características. Um objeto situado entre o plano central e o centro de rotação efetivo é ampliado, enquanto que o localizado entre o plano central e o filme é encurtado (SCHULZE et al, 2000).

Enquanto o filme radiográfico fornece uma imagem estática que não pode ser processada, uma imagem digital é uma imagem dinâmica devido à possibilidade de processamento da imagem com ferramentas disponíveis em programas. O processamento da imagem digital inclui todas as operações que visam melhorar, corrigir ou de alguma forma realçar a imagem com o objetivo de tornar as informações relevantes mais evidentes. Dentre as operações mais utilizadas tem-se o realce da densidade e contraste, ampliação, inversão da escala de cinza e a aplicação de vários filtros (ANGELOPOULOS, 2004).

Na radiografia panorâmica convencional as dimensões da imagem podem ser determinadas com facilidade por paquímetros. Em contraste, um algoritmo de um programa de medição tem que ser usado em radiografias digitais (SCHULZE et al, 2000).

2.2 ATOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE EM LEQUE (TCFL)

O primeiro aparelho de TC foi criado em 1967, pelo engenheiro inglês Sir

Godfrey Newbold Hounsfield (HOUNSFIELD, 1973; SUKOVIC, 2003). O aparelho de TCFL apresenta três componentes principais: o *gantry*, no interior do qual se localizam o tubo de raios X e um anel de detectores de radiação, constituído por cristais de cintilação; a mesa, que acomoda o paciente deitado e que durante o exame, movimenta-se em direção ao interior do *gantry* e o computador, que reconstrói a imagem tomográfica a partir das informações adquiridas no *gantry* (GARIB et al, 2007).

Neste aparelho, a fonte de raios X emite um feixe estreito (colimado) em forma de leque, direcionado a um anel com diversos detectores. Durante o exame, no interior do *gantry*, o tubo de raios X gira dentro do anel estacionário de receptores. Os sinais recebidos pelos detectores dependem da absorção dos tecidos atravessados pelo feixe radiográfico e são registrados e processados matematicamente no computador, permitindo a aquisição da imagem de uma secção do corpo humano (HOUNSFIELD, 1973; GARIB et al, 2007).

Nos aparelhos atuais, denominados de última geração, os dados são continuamente adquiridos enquanto o paciente é simultaneamente transportado a uma velocidade constante através do *gantry* simultaneamente à rotação do tubo de raios X, determinando uma trajetória helicoidal da fonte de raios X em torno do paciente. Estes aparelhos de TC modernos receberam a seguinte denominação: TC helicoidal ou espiral (TCH). Como os dados são recolhidos continuamente, sem parar, o ciclo de trabalho da varredura helicoidal é melhorada em quase 100%, com graus variáveis de sucesso, ajudando a reduzir a ampliação dos cortes e os artefatos induzidos pela tradução simultânea (SUKOVIC, 2003; HU, 1999).

Este avanço incrementou a qualidade da imagem e reduziu o tempo de exposição do paciente à radiação. Além disso, em 1998 foi iniciada a comercialização dos aparelhos de TCH que apresentam a tecnologia *multislice*, TC Multicortes (TCMC), isto é, são capazes de adquirir de quatro a 160 fatias de imagem para cada giro de 360° do feixe de raios X em torno do paciente. Estes aparelhos apresentam como vantagens clínicas a alta sensibilidade e especificidade

da técnica, a maior velocidade de aquisição da imagem e uma melhor resolução espacial das imagens (VANNIER, 2003). Nos aparelhos de TCH dotada de multidetectores de raios X (*multislice*) a emissão de radiação é muito menor do que nos tomógrafos de apenas um detector (*single detector*). O tempo para a aquisição dos dados também é reduzido em relação ao detector único (FARMAN; SCARFE, 2006). Investigações odontológicas em TC podem ser realizadas em equipamentos convencionais, em TC helicoidal (TCH), ou por meio de aparelhos com multidetectores (TCMC) (GAHLEITNER; WATZEK; IMHOF, 2003).

Em TCFL as imagens compõem-se unitariamente pelo *pixel*, cada um dos quais apresenta um número que traduz a densidade tecidual ou o seu poder de atenuação da radiação (HOUNSFIELD, 1973). Tais números, conhecidos como escala Hounsfield (UH), variam de -2000 (densidade do ar/hipodenso) a + 2000 (densidade da cortical óssea/hiperdenso), passando pelo zero (densidade da água) (HOUNSFIELD, 1973; GARIB et al, 2007).

A base teórica da reconstrução da imagem tomográfica foi definida em 1917, quando Radon estabeleceu que um objeto 3D pode ser reconstruído a partir de um conjunto infinito de projeções bidimensionais obtidas em diferentes ângulos ao redor de um objeto (SUKOVIC, 2003).

A imagem de TC ainda apresenta uma terceira dimensão, representada pela espessura do corte: o *voxel*. Denomina-se *voxel* a menor unidade da imagem na espessura do corte, podendo variar de menos de um a 20 mm, a depender da região do corpo a ser escaneada e da qualidade da imagem desejada (GARIB et al, 2007).

O campo de visão (*field of view* - FOV) deve ser limitado a 120 mm ou menos, para evitar imagens desnecessárias da coluna vertebral, do pescoço ou da fossa posterior (GAHLEITNER; WATZEK; IMHOF, 2003).

A boa resolução da imagem da TC deve-se ao grande poder de contraste da técnica, já que pequenas diferenças na densidade tecidual podem ser percebidas e

traduzidas em 5.000 tons de cinza em cada *pixel* e além disso, imagens de TC odontológicas são exibidos com uma baixa configuração do contraste (janela óssea), devido ao excelente contraste entre osso e tecido mole (GARIB et al, 2007 , GAHLEITNER; WATZEK; IMHOF, 2003).

Artefatos de metal podem degradar seriamente a qualidade visual e de interpretação das imagens de TCFL. Assim quando o paciente apresentar restaurações metálicas na área avaliada, poderão aparecer artefatos em forma de raios na imagem. Existem algoritmos de processamento de imagem, para a redução dos artefatos de metal, porém são muito dispendiosos para serem usados em *scanners* clínicos ou eficazes apenas em corrigir artefatos leves (TOHNAK et al, 2011; AL-EKRISH; EKRAM, 2011).

As imagens originárias na TCFL são usualmente obtidas no sentido axial (GARIB et al, 2007) e no computador existem programas específicos capazes de fornecer imagens em outros planos do espaço, como os planos coronal e sagital, sem a necessidade de expor novamente o paciente à radiação. Este recurso denomina-se reformatação multiplanar (RMP). A partir destes programas pode-se obter imagens 2D (telerradiografias e panorâmicas) e 3D.

A TCFL apresenta grandes vantagens de diagnóstico, porém não é muito utilizada na rotina odontológica por dois principais motivos: dose de radiação superior à das tomadas radiográficas convencionais e alto custo (GARIB et al, 2007; AL-EKRISH; EKRAM, 2011).

2.3 A TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO (TCFC)

A introdução da TC em odontologia na década de noventa, simultaneamente por Mozzo et al (1998) na Itália e Arai et al.(1999) no Japão (KAU et al., 2009), que apresentaram os resultados preliminares de um aparelho de tomografia volumétrica (New Tom QRDVT 900®) para imagens odontológicas baseado na técnica do feixe em forma de cone, Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC). Esse

aparelho foi desenvolvido especificamente para imagens dos tecidos duros da região de cabeça e pescoço (CORREIA; SALGADO, 2012).

Apresenta como principais vantagens: a capacidade de fornecer resolução submilimétrica em imagens de alta qualidade para o diagnóstico, com o tempo de exame curto (10-70 segundos) e dosagens de radiação até 15 vezes inferiores aos dos exames de TCFL (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006). Segundo Brooks (2009), em artigo de revisão sobre radiações biológicas, as doses efetivas para exames de imagem usados em ortodontia variam de 5,5 μSv a 22 μSv , para a radiografia panorâmica; 2,4 μSv a 6,2 μSv , para a radiografia cefalométrica de perfil; 58,9 μSv a 1025,4 μSv para a TCFC com amplo FOV e para a TCFL de 42 a 657 μSv .

O aparelho apresenta dois componentes principais, posicionados em extremos opostos da cabeça do paciente: a fonte ou tubo de raios X que emite um feixe em forma de cone, e um detector de raios X (FARMAN; SCARFE, 2006; GARIB et al., 2007). Em contraste a TCMC que possui um feixe helicoidal colimado, a TCFC utiliza um feixe cônico de raios X pulsado com um detector bidimensional, gerando uma imagem 3D (DE COCK et al., 2011). Esse sistema tubo-detector efetua somente uma rotação completa de 360° em torno da cabeça do paciente e a cada grau de giro o aparelho adquire uma imagem base da cabeça do paciente. Ao término do exame essa sequência de imagens base são armazenadas no formato DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) e reformatada por meio de programa específico instalado num computador convencional (SCARFE et al, 2006). Os programas de TCFC, igualmente aos de TCFH, permitem a reformatação multiplanar do volume escaneado a partir do corte axial, ou seja, a visualização de reformatações coronais, sagitais, oblíquas, 3D e 2D (telerradiografias e panorâmicas) (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006; GARIB et al, 2007). No entanto, a qualidade da interpretação baseia-se na capacidade de diagnóstico clínico, rigor no exame, a utilização de programas nativos ou terceirizados para planejamento do tratamento e determinação do FOV apropriado para cada caso específico (BENAVIDES et al., 2012).

O volume total da área escaneada apresenta um formato cilíndrico, de tamanho variável, de acordo com a marca do aparelho e compõe-se unitariamente pelo *voxel*. Na TCFC, o *voxel* é chamado de isométrico, ou seja apresenta altura, largura e profundidade de iguais dimensões. Segundo os autores Kobaiash et al (2004) e Hilgers et al (2005), cada lado do voxel apresenta dimensão submilimétrica (menor que 1 mm, geralmente de 0,119 mm a 0,4 mm), e, portanto a imagem de TC apresenta melhor resolução. *Voxels* de 0,4 mm podem ser utilizados para minimizar a exposição do paciente à radiação (FARMAN; SCARFE, 2006). A presença de artefatos produzidos por restaurações metálicas são bem menos significantes que na TCFL (HOLBERG, 2005).

Pelo fato da radiação ser transmitida através dos tecidos da cabeça e pescoço, se existir algo que interfira nesta transmissão, nem sempre o receptor recebe a informação correta de todas as direções (ruído). Além disto, quando a radiação atravessa objetos densos (coroas metálicas e materiais de titânio) é parcial ou totalmente atenuada, fazendo com que as reformatações não sejam tão precisas. A dose de radiação efetiva na TCFC varia de acordo com o aparelho e com as especificações técnicas selecionadas durante a tomada, FOV, tempo de exposição, miliamperagem e quilovoltagem, porém, geralmente esta dose é significativamente reduzida quando comparada à TCFL (HOLBERG, 2005; SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006), porém não há concordância entre muitos autores quanto à dose de radiação emitida.

Embora o princípio da TCFC ter sido usado por quase duas décadas, apenas recentemente - com o desenvolvimento de aparelhos de raios X de baixo custo, sistemas de tubos com detector de alta qualidade e poderosos computadores pessoais – o acesso aos sistemas tornaram-se comercialmente disponíveis. Começando com o NewTom QR-DVT 9000® (Quantitative Radiology srl, Verona, Itália), introduzido em 1996 (MOZZO et al., 1998), outros sistemas como Cone Beam MercuRay® (Hitachi Medical Corp, Kashiwa-shi, Chiba-ken, Japão), 3D Accuitomo - XYZ® (J. Morita Mfg Corp, Kyoto, Japão) e i-CAT® (Xoran Technologies, Ann Arbor, Michigan, e Imaging Sciences International, Hatfield, PA). Estas unidades podem ser

classificadas de acordo com o sistema de detecção de raios X. A maioria das TCFC para a região maxilofacial usam um tubo intensificador de imagem (*image-intensifier detector* - IID). Recentemente um sistema que emprega um detector de imagem de painel plano (*flat-panel detector* - FPD) foi lançado (i-CAT®). O IID consiste de um cintilador de iodeto de céσιο aplicado a um transistor de película fina feita de silício amorfo. Imagens produzidas com um IIT geralmente resultam em mais ruído do que imagens de uma FPD e também precisam ser pré-processados para reduzir as distorções geométricas inerentes à configuração do detector (BABA et al., 2002).

A TCFC tem limitações semelhantes a todas as tecnologias de interpretação. As limitações mais significativas da TCFC são: limitada resolução do contraste o que leva a falta de representação precisa da estrutura interna dos tecidos moles, tais como os músculos, glândulas salivares, e lesões de tecidos moles; a correlação limitada das unidades Hounsfield para quantificação normalizada de densidade óssea; e os vários tipos de artefatos produzidos principalmente por restaurações metálicas que podem interferir com o processo de diagnóstico por mascarar estruturas subjacentes (BENAVIDES et al., 2012; DE COCK et al., 2011).

LIANG et al., 2010, comparam a qualidade da imagem e da visibilidade das estruturas anatômicas na mandíbula entre cinco tipos de TCFC e um sistema de TCMC. Uma mandíbula seca foi escaneada por cinco aparelhos de TCFC (Accuitomo 3D®, i-CAT®, NewTom 3G®, Galileus®, Scanora 3D®) e por um sistema TCMC (Somatom Sensation 16®), utilizando 13 diferentes protocolos de verificação. A visibilidade de 11 estruturas anatômicas e a presença de ruídos das imagens foram comparados entre as imagens geradas pelas TCFC e TCMC. Cinco observadores independentes analisaram as imagens digitais nos três planos ortogonais (axial, sagital e coronal) e avaliaram a qualidade da imagem em uma escala de cinco pontos. A visibilidade das estruturas relativamente grandes, como canal mandibular e forame mental foi satisfatória para todos os dispositivos. O tomógrafo do sistema Accuitomo® foi superior a TCMC e a todos os outros sistemas TCFC na visibilidade das estruturas anatômicas, enquanto TCMC foi superior a todos os outros sistemas TCFC em termos de ruídos de imagem reduzida. Os

autores concluíram que a qualidade das imagens das TCFC é comparável ou mesmo superior as da TCMC. Considerando a baixa dose de radiação e a alta resolução de imagem, a TCFC pode ser benéfica para radiologia dentomaxilofacial.

Em 2011, Nackaerts et al avaliaram a variabilidade dos valores de intensidade em imagens de TCFC comparando com as unidades Hounsfield das TCMC, a fim de avaliar a confiabilidade das avaliações de densidade usando imagens TCFC. Os autores concluíram que os valores de intensidade em imagens TCFC não são confiáveis, porque os valores são influenciados pelo dispositivo, parâmetros da imagem e posicionamento.

2.4 PROGRAMAS DE PÓS PROCESSAMENTO DAS IMAGENS

Após a análise das imagens obtidas pela TC, os cortes axiais são transferidos para uma estação de trabalho para a realização de reformatações multiplanares (RMP). Isto é geralmente feito manualmente com a ajuda de um programa odontológico incluído no sistema operacional dos aparelhos de TC ou através de programas instalados em computadores pessoais (ABRAHAMS, 2001).

Estão disponíveis no mercado um grande número de programas que podem ser usados para importar e analisar dados de TC, exportados no formato DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) (BENAVIDES et al, 2012). Estes programas têm sido utilizados com sucesso para avaliar implantes, cistos, tumores, doenças inflamatórias, fístulas buco-sinusais, implantes de silicones, fraturas e procedimentos cirúrgicos, permitindo uma parceria entre dentistas e radiologistas. Alguns estudos ressaltam que estes programas são úteis pois fornecem informações acuradas sobre a altura e a largura da mandíbula, bem como informações sobre a localização de estruturas vitais, tais como o canal mandibular, forame mental, forame incisivo, seios maxilares, informação detalhada sobre a anatomia interna e a relação entre lesões e as margens corticais e as raízes dos dentes. Também podem ser utilizados para eliminar os artefatos metálicos de restaurações dentárias que degradam os cortes coronais diretos da TC (ABRAHAMS; KALYANPUR, 1995;

ABRAHAMS, 2001). Com o programa básico pode-se ainda realizar: magnificação com ajuste da escala de cinza, anotações, medições lineares e angulares fidedignas em qualquer plano, e aplicação de cores de estruturas importantes (como exemplo, o canal mandibular) (GARIB et al, 2007, SCARFE;FARMAN; SUKOVIC, 2006).

Segundo Abrahams; Kalyanpur (1995), os programas odontológicos de TC, que estavam comercialmente disponíveis naquela época eram a maioria fornecidos pelas empresas do próprio equipamento, e utilizavam imagens de 1 mm de espessura da mandíbula/maxila para criar cortes transversais e panorâmicos. Atualmente diversos programas são capazes de processar as imagens geradas pelos aparelhos de TC e fazer as RMP dessas imagens. O implante dentário foi o fator motivador para o desenvolvimento desses programas. Os cirurgiões-dentistas foram enfrentando dificuldades para a realização deste procedimento com o uso de radiografias convencionais para determinar se havia osso suficiente para acomodar os implantes e também em determinar a localização exata das estruturas nervosas e outras estruturas importantes. Como resultado, os dentistas começaram a trabalhar com seus colegas em radiologia, e criaram um programa de reformatação para resolver esses problemas (ABRAHAMS, 2001). Este método de RMP torna possível representar o tecido com precisão e, conseqüentemente, produz imagens com contraste adequado. Entretanto, a resolução espacial de imagens de TC é dependente do tamanho da fração mínima da imagem, e, além disso, a RMP da imagem de TC requer manipulações tais como interpolação, e afeta não só a resolução espacial, mas também a fidelidade do contraste do tecido, possivelmente resultando na deterioração da acurácia dimensional em comparação com as imagens fonte. Existem poucos estudos sobre avaliação quantitativa da acurácia dimensional das imagens de RMP (HANAZAWA et al, 2004).

Os aspectos mais diferenciadores das aplicações dos programas atualmente disponíveis incluem a sua facilidade de navegação, custo, quantidade e qualidade das ferramentas disponíveis de diagnóstico, e seus módulos de planejamento de implantes e outros tratamentos (BENAVIDES et al, 2012).

2.4.1 Reformatação Panorâmica

Para a RMP de uma imagem axial da mandíbula, uma linha é desenhada manualmente pelo técnico ao longo da região central do arco da mandíbula ou maxila. E a partir desse delineamento, as imagens ortorradiais e panorâmicas são geradas (GAHLEITNER, 2003). Imagens axiais finas da mandíbula são utilizadas para RMPs de imagens panorâmicas e cortes transversais.

As radiografias panorâmicas odontológicas convenientemente fornecem aos clínicos uma visão ampla e compreensiva da região maxilomandibular. Nos últimos anos a imagem radiográfica convencional 2D foi a modalidade de imagem mais comumente usada no diagnóstico primário, para a localização de caninos impactados, planejamento de tratamentos e avaliação do resultado dos tratamentos (ALQERBAN et al, 2011; SADATI-KHONSARI et al, 2012). A radiografia panorâmica é uma ferramenta padrão de diagnóstico em odontologia para o diagnóstico pré-operatório de casos de rotina. A precisão no diagnóstico e a validade para localização de caninos impactados e estruturas adjacentes podem ser subestimadas devido a deficiências, tais como distorção de projeção, imagens desfocadas e as estruturas maxilo-faciais complexas que são projetadas em um só plano, 2D, aumentando assim o risco de má interpretação (ALQERBAN et al, 2011). A mandíbula e a maxila apresentam uma configuração curva tornando difícil a aquisição das imagens radiográficas. Além disso, a sobreposição de dentes e raízes densas podem obscurecer tecidos subjacentes, e artefatos em raios de restaurações dentárias muitas vezes degradam as imagens de TC (ABRAHAMS, 2001).

No modo de imagem panorâmica da TC, a imagem total da mandíbula pode ser obtida a partir de cinco leituras consecutivas (KOBAYASHI et al, 2004). Após a aquisição das imagens axiais, o técnico em radiologia escolhe uma imagem axial que mostre a curvatura da mandíbula e deposita o cursor no centro da mandíbula em cerca de seis pontos ao longo da curvatura. O programa em seguida liga estes pontos para formar uma linha curva suave que é sobreposta ao centro da mandíbula. Esta linha define onde o centro da vista panorâmica será reformatado. Várias outras

imagens panorâmicas adicionais poderão ser reformatadas paralelas a imagem central, em direção vestibular ou lingual (ABRAHAMS, 2001; GAHLEITNER et al, 2003). Os cortes panorâmicos fornecem uma visão muito boa da situação geral, pois assemelham-se às radiografias panorâmicas convencionais, que são familiares para os dentistas e cirurgiões bucomaxilofaciais (GAHLEITNER et al, 2003).

2.5 ACURÁCIA EM RADIOGRAFIAS PANORÂMICAS DIGITAIS (PAND)

Existem diversos estudos que investigam sobre a acurácia e precisão de PAND e a maioria deles concluíram que o sistema panorâmico digital foi igualmente tão útil quanto as radiografias convencionais (PARK, 2010).

Schulze et al., 2000, avaliaram a precisão e acurácia de mensurações feitas com o programa fornecido pelo aparelho panorâmico Orthophos DS® versão digital (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha), acessando PAND. Foram obtidas 70 radiografias de um crânio seco em sete posições diferentes com marcadores metálicos fixados à mandíbula. As imagens foram acessadas em computador utilizando um programa (Sidexis®, versão 2.1) e foram realizadas três medições repetidas em pontos de referência por um avaliador com a magnificação 1:1 e 2:1. As medidas verticais foram menos reprodutíveis do que as medidas horizontais. Houve diferenças significativas entre as avaliações de imagens com magnificação 1:1 e 2:1, com perda significativa da precisão na magnificação 2:1. Os autores concluíram que mensurações digitais foram suficientemente precisas para o uso clínico, porém recomendam que mensurações digitais não sejam feitas em imagens magnificadas.

Park, 2010, realizou num estudo para descobrir os efeitos de sítios anatômicos e tipos de implantes sobre a magnificação e avaliar a confiabilidade inter-examinador na avaliação de PAND. Para isto, PAND de 156 pacientes tratados com implantes foram avaliados por três examinadores. O comprimento foi medido no aspecto lateral do implante sem ampliação da imagem (modo 1:1) usando um programa de medição da imagem (M-view®, Marotech, Seoul, Korea). O fator médio de ampliação na

PAND foi calculado em relação ao plano vertical. Também foram avaliadas as diferenças entre um sítio e o sítio contralateral. O comprimento real do implante instalado serviu como padrão para medir a ampliação. O coeficiente de correlação interexaminadores demonstrou boa confiabilidade (0,81). Os testes ANOVA e Tukey foram usados para testar as diferenças entre os grupos. O fator médio de ampliação na PAND foi de 126,8% (124,2 % a 128,6%), em relação ao plano vertical. A região ântero-inferior apresentou a menor ampliação e a área de pré-molar gerou o maior valor. Foram observadas diferenças na ampliação entre um sítio e o sítio contralateral, apenas na região anterior e de pré-molar da maxila.

Kim et al., 2011, realizaram um estudo para determinar a acurácia e eficácia de PAND para avaliação pré-operatória de implantes dentários. Foram selecionados 86 pacientes (221 implantes) e calculado o comprimento do implante previsto baseado na distância entre estruturas anatômicas importantes a crista óssea alveolar, usando as ferramentas fornecidas no sistema panorâmico digital. Foram analisadas a taxa de ampliação e a diferença entre o comprimento do implante inserido real e o comprimento do implante planejado de acordo com o sítio de implantação e a clareza das estruturas anatômicas observadas nas PAND. Os resultados mostraram que não houve diferença significativa entre o comprimento do implante planejado e o real inserido ($p > 0,05$). A taxa de magnificação da largura e do comprimento dos implantes inseridos, visto nas PAND, foi de $127,28 \pm 13,47\%$ e de $128,22 \pm 4,17\%$, respectivamente. A taxa de ampliação da largura do implante foi maior na porção anterior da mandíbula e não houve diferença significativa na ampliação do comprimento dos implantes entre a maxila e a mandíbula ($p < 0,05$). Concluíram que PAND pode ser considerada uma ferramenta de avaliação pré-operatória simples, prontamente disponível e bastante precisa na dimensão vertical para tratamentos com implantes.

Correa et al., 2013, compararam o planejamento do tamanho do implante (largura e comprimento) em PAND, em imagens transversais e reformatações panorâmicas geradas por TC, em quatro sistemas de implante. Para tal, 71 pacientes com um total de 103 sítios de implante em regiões de pré-molar e/ou

molar foram examinados com PAND e TCFC. Para a PAND foi fixada na área desdentada uma esfera metálica de 5 mm de diâmetro. Os dados da TCFC foram reformatados com 10 mm de espessura para obter imagens panorâmicas e com 1 mm de espessura para imagens transversais. As medidas foram realizadas nas imagens usando programas específicos. Todas as imagens foram exibidas num monitor e avaliadas por três avaliadores que utilizando quatro pontos de referência obtiveram a altura e largura dos sítios de implante. Essas medidas foram obtidas em todas as imagens, para obter as diferenças entre as três modalidades analisadas. O tamanho do implante selecionado nas imagens transversais de TCFC foi então comparado ao selecionado nas outras duas modalidades (PAND e reformatação panorâmica de TCFC) para cada um dos sistemas de implantes separadamente. Os resultados mostraram que na maioria dos casos, o tamanho do implante medido em imagens transversais foi mais estreito e mais curto do que o tamanho do implante medido em em PAND ou reformatação panorâmica de TCFC.

Yasar, 2012, realizaram um estudo explorando como a compressão da imagem afeta a densidade, dimensão fractal, medidas lineares e angulares em imagens panorâmicas digitais e avaliaram a reprodutibilidade intra e interexaminadores destas medições. Sessenta e uma imagens PAND em formato TIFF (*Tagged Image File Format*) foram compactados para imagens JPEG (*Joint Photographic Experts Group*) e avaliadas por dois examinadores. A correlação intra e inter-examinadores foi avaliada pelo teste de Cronbach. O teste t pareado e o de Kolmogorov-Smirnov foram usados para avaliar as diferenças entre as medidas de TIFF e as imagens comprimidas JPEG. A reprodutibilidade de mensurações angulares apresentaram o maior valor de Cronbach (0,997). Houve diferenças estatisticamente significantes entre as imagens TIFF e JPEG para ambos examinadores nas mensurações da largura cortical mandibular, densidade e dimensão fractal.

2.6 ACURÁCIA EM REFORMATAÇÕES PANORÂMICAS GERADAS POR TC

O conjunto de dados volumétricos compreende um bloco 3D de pequenas estruturas cubóides, conhecido como *voxels*, cada um representando um grau

específico de absorção dos raios X. O tamanho destes *voxels* determina a resolução da imagem. Em TCFL, os *voxels* são anisotrópicos - cubos retangulares onde a maior dimensão do *voxel* é a espessura da fatia axial e é determinada pelo passo da fatia, em função do movimento do *gantry*. Embora a superfície do *voxel* da TC possa ser tão pequena como 0,625 mm², a sua profundidade é geralmente na ordem de 1-2 mm. Todas as unidades de TCFC oferecem resoluções do *voxel* isotrópicos - que são iguais em todas as três dimensões. Isto produz resolução submilimétrica (muitas vezes superior ao mais elevado grau da TCMC), variando entre 0,125 mm a 0,4 mm (Accuitomo®) (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006). Por esta razão, os poucos estudos na área de validação da TC volumétrica para análises qualitativas e quantitativas mostraram uma alta acurácia da imagem além de boa nitidez (MARTINS, 2010).

A medição da imagem é precisa quando se aproxima da dimensão real do objeto estudado. Isto quer dizer que as mensurações realizadas diretamente no crânio ou na imagem em TC do mesmo crânio são absolutamente semelhantes e a acurácia ou reprodutibilidade do método confirma-se diante de escassos erros na repetição das mensurações, tanto intra como inter examinadores (GARIB et al, 2007).

Um estudo realizado por KOBAYASHI et al., 2004, teve como propósito avaliar a acurácia de medidas de distância sobre as imagens produzidas por TCFC. Para isto cinco mandíbulas foram examinadas por TCFL e TCFC e mensurações foram feitas utilizando paquímetro para aferir as distâncias verticais de pontos de referência no rebordo alveolar das mandíbulas secas. O erro de mensuração variou de 0 a 1,11mm (0% a 6,9%) para TC espiral e de 0,01 a 0,65mm (0,1% a 5,2%) na TCFC, com erros de mensuração de 2,2% e 1,4% ($p < 0,0001$) nas medições sobre as imagens das TC foi calculado em porcentagem sobre os valores reais. Os autores concluíram que para aquela amostra a TCFC mostrou-se útil para avaliação pré-operatória em cirurgias odontológicas, porque limita a exposição dos pacientes à radiação X.

Hilgers et al., 2005, realizaram um estudo com propósito de comparar a acurácia de medidas lineares em RMP de TCFC da ATM e estruturas relacionadas, com medidas similares feitas em cefalogramas convencionais e com a anatomia verdadeira. Para tal em 25 crânios humanos secos foram aferidas as dimensões lineares entre 11 sítios anatômicos foram mensuradas com um paquímetro digital. As imagens de TCFC dos crânios foram obtidas pelo iCAT® (Xoran Technologies, Ann Arbor, Mich/Imaging Sciences International, Hatfield, PA) com voxel de 0,4 mm, e os cefalogramas foram feitos em três planos ortogonais (lateral, posteroanterior e submentovértex) e adquiridos com placas de fósforo fotoestimuláveis. Todas as medidas da TCFC foram precisas, no entanto em relação às medidas nos cefalogramas, algumas delas variaram significativamente em relação aos valores verdadeiros. Os autores concluíram que reformatações oblíquas de TCFC forneceram medidas lineares precisas e confiáveis da mandíbula e das dimensões da ATM.

Gahleitner et al., 2008, fizeram uma pesquisa para determinar a precisão de medições, em TC, do diâmetro da coroa antes do transplante de dente. A amostra foi composta por 58 pacientes submetidos a TC dos maxilares para extração de dentes impactados. Imagens transversais das coroas destes dentes foram obtidas pela TCFL (Tomoscan, SR-6000, Philips, Medical Systems; Best, Holanda) utilizando um protocolo padrão (1,5 mm de espessura do corte, 1 mm de avanço da mesa, 120 kV, 25-75 mA/s, tempo de verificação 2s/fatia, matrix de 512 x 512). Estas imagens foram processadas pelo programa EasyVision® (Dental Software Package 2.1, Philips) para gerar RMP. Foram aferidos os diâmetros mesio-distal e vestibulo-lingual em todos os cortes das imagens de 101 coroas de dentes indicados para extração, mas apenas os maiores valores obtidos nos cortes foram registrados para comparar com os mesmos diâmetros obtidos no pós-operatório com uso de um paquímetro pelo cirurgião-dentista. Não houve diferenças estatísticas significantes as medidas do diâmetro vestibulo-lingual dos dentes, no entanto em relação ao diâmetro mesio-distal as medidas clínicas foram superiores às das TC. Em média, as medições da TC foram de 0,96% superiores às medidas clínicas para o diâmetro vestibulo-lingual. Para o diâmetro mesio-distal, as medições de TC foram

2,32% menores. Os autores concluíram que a TCFL oferece informações precisas sobre diâmetros da coroa de dentes impactados, no entanto, tende subestimar as medidas, o que deve ser considerado se um dente impactado é utilizado para fins de transplante.

Suomalainen et al., 2008, desenvolveram um estudo com os seguintes objetivos: (i) Avaliar a acurácia de medidas lineares na região posterior de imagens da mandíbula obtidas por TCFC e TCMC; (ii) avaliar a acurácia dos exames com baixa dose de radiação e (iii) avaliar a reprodutibilidade destas avaliações intra e interexaminadores. Para este estudo duas áreas edêntulas e uma área dentada de uma mandíbula seca humana foram examinadas usando TCFC e TCMC de quatro canais. A mandíbula foi examinada antes e após a imersão em solução de sacarose isointensa, no entanto a TCMC de baixa dose foi realizada apenas na mandíbula imersa. Dois avaliadores mensuraram quatro distâncias lineares. As mandíbulas foram seccionadas em fatias com espessura de 4 mm em três regiões marcadas. Estes cortes foram microradiografados e usados como padrão ouro para as medidas de cada secção. O coeficiente de correlação intra-classe (CCI) entre as avaliações intra e interexaminadores obtidas para os diferentes métodos não apresentou diferenças significativas. O erro de mensuração (EM) mostrou diferenças significativas entre os métodos estudados ($p= 0,022$); a média do EM foi 4,7% para TCFC e 8,8% para TCMC, para a mandíbula seca; e 2,3% e 6,6%, respectivamente, para a mandíbula imersa; e 5,4% para TCMC de baixa dose. A redução da dose de radiação na TCMC para menos que $\frac{1}{4}$ do valor da dose convencional original não afetou significativamente o EM. A TCFC é uma ferramenta confiável para medições de implante quando comparada a TCMC de quatro canais.

Veyre-Goulet; Fortin; Thietty, 2008, avaliaram a acurácia de medidas lineares fornecidas por TCFC em região posterior de maxila usando um tubo intensificador de imagem. Para tal, foram usados três maxilares secos onde foram realizadas 14 medidas lineares em sítios anatômicos, tendo sido usados três marcadores radiopacos na crista óssea para definir um plano. As maxilas foram submetidas a exame de TCFC e as imagens dos planos foram obtidas para acessar a altura e

espessura ósseas, com paquímetro e pelas ferramentas de medidas nas imagens. As análises clínicas demonstraram que não houve diferença entre as medidas diretas e as das imagens. Os autores concluíram que mesmo havendo diferença entre a densidade óssea do cadáver e do osso vital, este estudo *ex vivo* indicou que as imagens geradas por TCFC são confiáveis para definir o volume ósseo da região posterior da maxila para planejamento de implantes.

Loubele et al., 2008, para comparar a acurácia da TCFC e TCMC para mensurações lineares no osso alveolar, utilizaram uma maxila humana *ex vivo* fixada com formalina que foi submetida a exames tomográficos com TCFC (Accuitomo 3D®; Morita, Kyoto, Japão) e TCMC de quatro canais (Somaton VolumeZoom®) e 16 canais (Somaton Sensation®; Siemens, Erlangen, Alemanha). As imagens de TCMC foram reformatadas usando diferentes filtros para otimizar a visualização óssea (U70u e U90u para Somaton VolumeZoom®, H30s e H60s para Sensation 16®). Antes da tomografia pequenos marcadores de gutapercha foram colados nos tecidos moles sobre a crista óssea alveolar em três posições (no topo e em ambos os lados da crista óssea) definindo um conjunto de medidas lineares reproduzíveis em 11 planos. As medidas nas imagens foram aferidas por dois avaliadores. O padrão ouro foi determinado por meio de medidas diretas com paquímetro por três avaliadores. Os resultados mostraram que a acurácia das medidas lineares foi $0,35 \pm 1,31\text{mm}$ (U70u) e $0,06 \pm 1,23\text{mm}$ (U90u) para o Somaton VolumeZoom®; $0,24 \pm 1,20\text{mm}$ (H60s) e $0,54 \pm 1,14\text{mm}$ (H30s) para o Sensation 16®; e $-0,09 \pm 1,64\text{mm}$ para o Accuitomo 3D®. A análise estatística não mostrou discordância intra ou interexaminadores significativas para as medidas diretas e nas imagens. Também não houve diferenças significativas para as medidas com diferentes filtros de reconstrução. Os autores concluíram que tanto a TCFC quanto a TCMC obtiveram precisão submilimétrica para medidas lineares nesta amostra *ex vivo*.

Kamburoglu et al., 2009, avaliaram a acurácia e reprodutibilidade de medidas ao redor do canal mandibular em imagens tomográficas de TCFC através da comparação com as medidas com paquímetro digital. Para tal, seis hemimandíbulas humanas fixadas com formalina foram tomografadas pelo sistema de TCFC ILUMA®

(Imtec Imaging, Ardmores, EUA). As imagens foram obtidas com 120 kVp, 3,8 mA, voxel de 0,2 mm e tempo de exposição de 40 segundos. As hemimandíbulas foram cortadas em secções em sete pontos e o paquímetro foi usado para medir as distâncias encontradas em ambas as regiões anterior e posterior de cada secção. As mesmas distâncias foram mensuradas nas imagens transversais obtidas pela TCFC e importadas para a estação de trabalho. Reformatações panorâmicas e transversais foram obtidas a partir da imagem axial da TCFC. Todas as seis medidas foram feitas por dois avaliadores e repetidas após um intervalo de uma semana. As medidas intra e inter examinadores apresentaram alta concordância, com CCI variando de 0,86 a 0,97 para medidas em TC e de 0,98 a 0,99 para medidas com paquímetro. A CCI para TCFC e medidas diretas com paquímetro variaram de 0,61 a 0,93 para o primeiro avaliador e de 0,40 a 0,95 para o segundo avaliador. Neste estudo a precisão das medições em TCFC das várias distâncias ao redor do canal mandibular foram comparáveis às medidas com paquímetro digital.

Bahlis et al., 2010, desenvolveram uma pesquisa para determinar a acurácia de diferentes métodos radiográficos (radiografia periapical, panorâmica convencional e TCFL) na determinação da altura óssea na região do forame mental em vinte hemimandíbulas humanas secas. Um paquímetro digital foi usado para medir os traçados obtidos das radiografias e das TC em três diferentes tempos (grupos A1, A2 e A3) e nas hemimandíbulas seccionadas transversalmente (grupo B). As TCs foram reformatadas 2D no programa EasyVision 4.4® (Philips, Eindhoven, Holanda) e impressas numa escala de 1:1 em filme AGFA LT28 Scopix® (AGFA, Munique, Alemanha), utilizando uma impressora AGFA Scopix LR 5200® (AGFA, Munique, Alemanha). Os valores médios de diferença para uma das medidas foram 0,33 mm; 0,35 mm e 0,85 mm para a radiografia periapical, TC e radiografia panorâmica, respectivamente. Neste estudo a radiografia periapical e a TCFL mostraram a melhor acurácia.

Cremonini et al., 2011, avaliaram a influência de artefatos dentais metálicos sobre as medidas lineares tomadas em cortes transversais parasagittais da crista óssea alveolar usando duas técnicas diferentes de TC: TCFC (iCAT®, Imaging

Sciences International, Hatfield, PA, EUA) com *voxel* de 0,25mm, tempo de 40s, com FOV de 8 cm, 90 kV, 7 mA e TCMC de 64 canais (Aquilion®, Toshiba Medical, Tustin, CA, EUA) com espessura do corte de 0,5 mm, 0,3 mm de intervalo de reconstrução, tempo 0,4s, com matriz de 1024 X 1024, 120 kVp e 300 mA. Dez mandíbulas humanas secas foram submetidas às duas técnicas de TC, com e sem artefatos dentários metálicos. Restaurações metálicas foram colocadas no topo da crista óssea alveolar adjacente à região do forame mental para o segundo escaneamento. As medidas lineares (espessura e altura) para cada secção transversal foram registradas por um avaliador usando um programa Imaging Studio® (Anne Solutions, São Paulo, Brasil). Todas as mandíbulas foram analisadas em ambas as regiões direita e esquerda da região do forame mental. Para a TCMC, artefatos dentários metálicos produziram um aumento de 5% na espessura óssea e uma redução de 6% na altura óssea. Na técnica TCFC, artefatos metálicos dentários produziram um aumento de 6% na espessura óssea e redução de 0,68% na altura óssea. As diferenças quando compararam medidas realizadas com e sem artefatos metálicos não foram significativas ($p > 0,05$). A presença de artefatos metálicos dentários não foi capaz de alterar as medidas lineares obtidas com ambas as técnicas, por outro lado a presença deles torna a localização da crista óssea alveolar mais difícil.

Um estudo realizado por Al Ekrish; Ekram, 2011, teve como objetivo investigar a acurácia e a confiabilidade das medidas lineares de áreas edêntulas de mandíbulas secas humanas, geradas a partir de imagens de TCMC de 16 canais e imagens de TCFC com um grande FOV, tanto de forma independente e em comparação uma com a outra. As imagens axiais obtidas pelas TCMC foram reformatas no programa DentaScan Plus® (General Electric, Fairfield, EUA) para obter imagens ortorradiais. As imagens obtidas pela TCFC foram processadas com o programa IlumaVision 3D® (versão 1.0.2.5). As dimensões estudadas foram aferidas das imagens virtuais por dois observadores e comparadas com as medições registadas diretamente nas mandíbulas. Os resultados mostraram que a média global dos erros absolutos foi de 0,75 mm para TCMC (16 canais) e 0,49 mm para TCFC. A média dos erros absolutos da TCFC foi menor do que os da

TCMC para todos os dados, bem como para os dados sítio-específicos. O escore de pontuação para confiabilidade intra-examinador foi de 0,994 para TCMC e 0,995 para TCFC. A confiabilidade interexaminadores foi de 0,985 para TCMC e 0,958 para TCFC. Os autores concluíram que ambas as TC foram associados a um erro de medição clinicamente e estatisticamente significativos. As medições da TCFC foram significativamente mais precisas do que as da TCMC. As medidas registradas a partir de ambas as modalidades tiveram uma alta confiabilidade inter e intra-examinadores. A acurácia das medidas foi mais operador dependente para TCFC do que para TCMC.

Ganguly et al., 2011, realizaram um estudo com o objetivo de determinar a acurácia geométrica da TCFC Galileos® (Sirona Dental Systems Inc., Bensheim, Hesse, Alemanha) na presença de tecidos moles. Para tal, seis cabeças de cadáveres embalsamados foram tomografadas após a instalação de marcadores radiopacos sobre as lâminas corticais vestibular e lingual. Medidas lineares eletrônicas da altura óssea foram obtidas usando o programa da Sirona. Medidas diretas foram obtidas com paquímetro digital nas distâncias marcadas. Estas distâncias foram comparadas em todos as seis mandíbulas bilateralmente para determinar a acurácia das medidas nas imagens de TC. Os achados mostraram não haver diferenças estatísticas significantes entre as imagens e as medidas diretas ($p > 0,05$ - teste t para amostra pareada). O CCI foi utilizado para medir a confiabilidade intra examinador de medidas repetidas e não houve diferenças estatisticamente significantes entre as medidas realizadas nos lugares marcados. Os autores concluíram que a medição linear entre estruturas anatômicas da mandíbula na presença de tecidos moles em imagens geradas pela TCFC Galileos® é suficientemente acurada para o uso clínico.

Gribel et al., 2011, compararam a acurácia das medidas craniométricas realizadas em telerradiografias de perfil e em imagens de TCFC. Vinte e cinco crânios secos com dez marcadores radiopacos em pontos de referência foram submetidos a exame radiográfico lateral da cabeça (Orthophos 3C®) e a TCFC (i-CAT®). Medidas craniométricas diretas foram comparadas às medidas nas imagens

de RMP da TCFC e com medidas cefalométricas nas radiografias. Não houve diferença significativa entre as medidas de TCFC e as medidas diretas (média de diferença 0,1 mm). Houve diferença significativa entre todas as medidas cefalométricas e as medidas diretas nos crânios (média de diferença de 5 mm). Os autores concluíram que medidas craniométricas em imagens geradas por TCFC e reformatadas por programa cefalométrico 3D são extremamente acuradas e podem ser usadas para análises craniofaciais.

Um trabalho desenvolvido por Terra, 2011, teve como objetivo verificar a acurácia de medidas lineares de um exame de TCH e de dois sistemas de TCFC. Dez mandíbulas humanas secas foram submetidas a três diferentes exames de tomografia: TCFC no equipamento i-Cat®, TCFC no equipamento NewTom 3G® e TCH no equipamento Picker CT Twin Flash®. As medidas físicas, realizadas diretamente na mandíbula, foram feitas com o auxílio de um paquímetro digital de precisão de 0,01 mm (Lee Tools, China). As medidas realizadas nos exames tomográficos foram feitas diretamente no computador por meio de ferramentas presentes no programa ImplantViewer 2.604® (Anne Solutions, São Paulo, Brasil) Foram medidas seis regiões de cada mandíbula seca, sendo duas regiões de primeiro molar inferior (PMI) direito e esquerdo, duas regiões de primeiro pré-molar inferior (PPMI) direito e esquerdo e duas regiões de incisivo lateral inferior (ILI) direito e esquerdo. Nos sítios ILI e PPMI, os três sistemas de TC estudados apresentam limites de concordância e precisão semelhantes entre si. No sítio PMI a TCFC do sistema i-CAT® apresentou um limite de concordância de menor amplitude e mais acurado que os outros dois sistemas. Em avaliação individual, em intervalos com diferenças em até 1 e 2 mm, os autores concluíram que a TCFC (i-CAT®) foi o exame mais acurado dentre os avaliados neste trabalho.

Bonfim, 2011, realizou um trabalho com o objetivo de avaliar a acurácia de reformatações panorâmicas de mandíbulas secas humanas, geradas pelos programas DentalSlice® (BioParts – Prototipagem Biomédica, Brasília – DF, Brasil) e Osirix® (Pixmeo SARL, Genebra, Suíça). Para isto, foram confeccionados defeitos ósseos padronizados na região anterior e posterior de dez mandíbulas secas, que

em seguida foram submetidas a exames de TCH e de TCFC. Foram realizadas, então, medidas lineares verticais e horizontais nos defeitos ósseos das mandíbulas secas com um paquímetro digital, e correspondentemente nas reformatações panorâmicas das mandíbulas, utilizando-se as réguas eletrônicas de cada programa. O autor concluiu que as distâncias no programa *Osirix*® apresentaram menor erro, em comparação ao *DentalSlice*®, que as distâncias na região posterior da mandíbula apresentam menor erro que as da região parassinfisária; que as distâncias verticais e horizontais foram igualmente acuradas; e que as medidas foram examinador-dependentes.

Tomasi et al., 2011, desenvolveram uma pesquisa com o objetivo de avaliar a influência da inclinação do objeto sobre a confiabilidade e reprodutibilidade de medidas lineares de estruturas anatômicas da mandíbula em imagens obtidas utilizando TCFC. Para tal foram medidas dez diferentes distâncias lineares entre pontos anatômicos definidos numa mandíbula humana seca. As medições foram realizadas na mandíbula seca com um paquímetro, três vezes por três observadores. A mandíbula foi escaneada com o aparelho de TCFC Planmeca Promax 3D® (Planmeca Oy, Helsinki, Finlândia), em duas posições: com a base da mandíbula paralela ao plano horizontal e inclinada em 45° ao plano horizontal. As medições lineares no computador foram realizadas por três observadores com o programa Romexis® (Planmeca Oy, Helsinki, Finlândia). As medições radiográficas foram realizadas quatro vezes para cada configuração experimental. As distâncias definidas foram medidas em imagens 2D na tela do computador utilizando a ferramenta de medição do programa fornecido. Um total de 240 medições foram realizadas. Reprodutibilidade foi avaliada através da comparação do desvio padrão (SD) e determinação do CCI. O erro foi estimado pela diferença absoluta entre as medidas radiográficas e as médias das medições com o paquímetro. Os resultados mostraram que a média do DP para as medidas radiográficas foi de 0,36 mm para a mandíbula posicionada horizontalmente e 0,48 mm para a mandíbula inclinada. O CCI entre os examinadores foi de 0,996 mm, entre as sessões de um mesmo examinador foi 0,990 mm e entre as medidas TCFC e paquímetro foi de 0,992 mm. A média geral do erro absoluto foi de 0,40 mm (DP 0,39 mm).

Segundo os autores, os resultados demonstraram alta confiabilidade das medições realizadas em imagens de TCFC independentemente da posição do objeto e experiência do examinador e ainda uma alta reprodutibilidade nas medidas.

Timock et al., 2011, investigaram a confiabilidade e acurácia das mensurações de altura e espessura do osso alveolar vestibular em exames tomográficos de cabeça de cadáver. Doze cabeças embalsamadas foram escaneadas com TCFC (i-CAT®). A altura e espessura do osso alveolar de 65 dentes em cortes seccionais foram comparados com as medidas diretas após dissecação. O CCI intra e interexaminadores foi alto para todas as medidas ($\geq 0,97$) exceto para espessura do osso vestibular nas imagens de TCFC (0,90). Não houve diferenças significativas entre as medidas diretas e das imagens. Para o protocolo utilizado neste estudo, a TCFC pode ser utilizada para avaliar quantitativamente a altura e espessura do osso vestibular com alta acurácia. Comparando-se os dois conjuntos de medições das imagens de TC, a altura óssea vestibular foi mais acurada e confiável do que as medidas de espessura do osso.

Al-Ekrish, 2012, investigaram a acurácia e reprodutibilidade de medidas em sítios de implantes, registradas em imagens de TCFC reduzindo o tempo de exposição. Para tal, imagens reformatadas de cinco crânios foram obtidas usando três protocolos de tempos de exposição: 40, 20 e 7s. As dimensões de alvéolos edêntulos foram registradas por dois observadores e comparados com as medidas diretas do osso. A média absoluta de erro para os protocolos de 40, 20 e 7s foi de 0,50; 0,46 e 0,51 mm. A reprodutibilidade intra-examinadores foi de 0,996; 0,995 e 0,998, respectivamente, e a interexaminadores foi de 0,993; 0,998 e 0,994. Não houve diferenças significantes na acurácia e reprodutibilidade entre os três protocolos, logo a redução do tempo de exposição não afetou a acurácia e reprodutibilidade de medidas em sítios de implantes.

Benninger; Peterson; Cook, 2012, objetivaram validar a acurácia de medidas dentárias em imagens de TCFC. Assim, 12 cadáveres embalsamados foram examinados por TCFC da região de cabeça e pescoço e 69 dentes foram coletados e mensurados com paquímetro eletrônico. O programa do i-CAT® foi usado para

medir as dimensões vertical, vestibulo-lingual e mesio-distal dos dentes nas imagens. Não houve diferenças significantes para cada dimensão. Os autores concluíram que as medidas de dentes realizadas no i-CAT® podem refletir o comprimento real dos mesmos, beneficiando a cirurgia para implante.

Fernandes et al., 2012, analisaram as distâncias interradiculares entre canino e primeiro pré-molar e entre este e o segundo pré-molar em mandíbulas humanas, além da espessura do osso cortical vestibular adjacente, utilizando TCMC de dois canais (Spirit®, Siemens, Alemanha). O padrão ouro foram as medidas diretas feitas com paquímetro. Os resultados mostraram que não houve diferenças significativas na distância interradicular ou na espessura do osso cortical entre os lados da mandíbula e também na avaliação dimensional entre as imagens de TC e medidas diretas. Os autores concluíram que a TC é uma ferramenta confiável para medir a distância interradicular e a espessura cortical mandibular.

Patcas et al., 2012, realizaram uma pesquisa para determinar a acurácia de TCFC com diferentes tamanhos de *voxel* (0,125 mm e 0,4 mm). As medidas foram feitas no tecido ósseo da região dos incisivos mandibulares de oito cabeças de cadáveres. As medidas ósseas na TCFC em ambos os protocolos foram acuradas e as médias de diferenças variaram de -0,13 a +0,13mm, mas não foram estatisticamente significantes. Os limites de concordância mostraram discrepâncias nas medidas maiores que 2,10 mm, dependendo da medição e resolução. Há um risco de superestimar fenestrações e deiscências em imagens de TCFC em protocolos de alta e baixa resolução. Os limites de concordância indicaram que uma espessura alveolar de 1 mm pode ser perdida completamente, mesmo com um protocolo de alta resolução.

Torres et al., 2012, avaliaram a acurácia de medidas lineares em mandíbulas secas usando imagens de TCFC adquiridas com diferentes tamanhos de *voxel*. Oito mandíbulas secas foram submetidas a TCFC com quatro protocolos de *voxel*. Foram comparadas as medidas nas imagens de TC com aquelas realizadas diretamente no osso. Não houve diferenças estatísticas entre os erros de medição dos protocolos. O

valor médio da diferença entre as medidas nas imagens de TC e as diretas foi menor que 1 mm para todos os protocolos. Neste estudo a acurácia de medidas verticais e horizontais, usando TCFC com quatro protocolos, mostrou-se comparável às medidas diretas na mandíbula seca.

Zhang et al (2012) realizaram um estudo para avaliar a acurácia de medidas da ATM em imagens de TCFC (Promax 3D®), com dois protocolos. Quarenta ATMs foram escaneadas com dois protocolos: visão padrão e visão ampla. As imagens foram reformatadas e comparadas com as medidas diretas. Não houve diferenças significativas entre as medidas reais e aquelas obtidas das imagens de TC com os dois protocolos. As variabilidades inter e intra-examinadores não foram significativas.

Wood et al (2013) avaliaram fatores que poderiam interferir na acurácia de mensurações da altura óssea alveolar vestibular, a partir de imagens geradas por TCFC, em seis cabeças de porcos frescos. Os fatores investigados foram: o impacto do programa, a presença ou ausência de tecidos moles, o tamanho do *voxel*, e as regiões nos maxilares da altura óssea vestibular. Para tal, marcadores foram colocados apicalmente às raízes maxilares e mandibulares dos molares e posteriormente foram submetidas a TCFC com tamanho de *voxel* de 0,4 mm e 0,2 mm, com e sem tecidos moles. Subsequentemente os maxilares foram cortados em secções vestibulo-linguais, e a altura e a espessura óssea foram mensuradas. Um avaliador “cego”, usando os programas Dolphin® (versão 11.5, Premium; Dolphin Imaging, Chatsworth, CA, EUA) and OsiriX® (versão 3.9; www.osirix-viewer.com), independentemente, realizou as mensurações da altura óssea nas imagens da TCFC. Cada mensuração foi em seguida avaliada utilizando dois níveis de critérios (diferenças absolutas entre mensurações de TCFC e físicas ≥ 1 mm, ou diferenças absolutas entre mensurações de TCFC e físicas ≥ 5 mm), e as interações entre os fatores de tecido mole e tamanho do *voxel* para todas as condições maxilares e programas foram acessadas pelo teste qui-quadrado. Os resultados mostraram que no geral, as médias das diferenças entre as mensurações das TCFC e as mensurações físicas para as seguintes condições: região maxilar, tamanho de *voxel*, tecido mole e programa, foram próximas de zero. Avaliando a região maxilar e

mantendo todas as outras condições iguais, observou-se que a acurácia das mensurações em imagens da maxila foram inferiores às das mandíbulas. Para todas as condições maxilares e de programas com presença de tecido mole, a acurácia das mensurações de TCFC com *voxel* de 0,2 mm foram consistentemente superiores ao *voxel* de 0,4 mm. Quando as imagens foram avaliadas na ausência de tecido mole apresentaram acurácia similar.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a acurácia das mensurações lineares em radiografias panorâmicas digitais e em reformatações panorâmicas, geradas, pelo programa de planejamento cirúrgico digital Dolphin Imaging 3D® (*Dolphin Imaging & Management Solutions*; Chatsworth, CA, EUA), a partir de exames de tomografia computadorizada.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

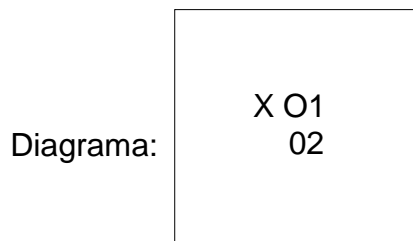
Em radiografias panorâmicas digitais (Rotograph Plus®) obtidas em placas de fósforo, sistema VitaScan® e em reformatações panorâmicas, geradas pelo programa Dolphin Imaging 3D®, a partir de exames de tomografia computadorizada de feixe em leque (TCFL) *singleslice* e multicortes de quatro e de 128 canais; e de feixe cônico (TCFC), com três tamanhos de *voxels* (0,2; 0,3 e 0,4 mm), e tendo-se como padrão ouro medidas obtidas em mandíbulas secas, avaliar:

- a acurácia de medidas lineares de defeitos ósseos (verticais e horizontais, e nas regiões anterior e posterior das mandíbulas);
- e o erro dimensional (em valores absolutos e relativos) das medidas lineares.

4 METODOLOGIA

4.1 DELINEAMENTO DA PESQUISA

Foi realizado um estudo pré-experimental, sob o paradigma quantitativo, do tipo “comparação com grupo estático” (CAMPBELL; STANLEY, 1979).



4.2 ASPECTOS ÉTICOS

Esta pesquisa foi submetida à aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia (FOUFBA), sob número 29/10, área temática grupo III, registro no SISNEP FR 334811, CAAE 0010.0.368.000-10, sendo considerado aprovado para execução (ANEXO A).

4.3 POPULAÇÃO E AMOSTRA

Foram selecionadas 10 mandíbulas secas humanas do acervo da FOUFBA. Como critérios de inclusão foram observadas a integridade da estrutura anatômica das mesmas e, no caso da presença de dentes, a ausência de restaurações ou próteses dentárias metálicas.

4.4 COLETA E INSTRUMENTOS DE COLETA DE DADOS

4.4.1 Produção dos Defeitos Ósseos Padronizados

Em cada mandíbula foram produzidos defeitos ósseos circunferenciais padronizados com brocas trefinas de 11,8mm e 7,8mm de diâmetro nas regiões de ângulo e parassínfise, bilateralmente, que transfixaram toda espessura óssea, em

um total de quatro defeitos em cada mandíbula.

Na região de ângulo, foram confeccionados defeitos tangenciando uma linha vertical e outra horizontal, perpendiculares entre si, sendo que a primeira foi traçada a partir da extremidade superior do processo coronoide em direção à base mandibular, e a segunda traçada paralela à base da mandíbula, passando 5 mm acima desta (Figura 1). Na região parassinfisária os defeitos foram produzidos tangenciando duas linhas, uma vertical e outra horizontal, também perpendiculares entre si. A primeira destas foi traçada paralelamente ao plano sagital mediano e distante deste 5 mm, para direita ou esquerda, e a linha horizontal foi paralela à base da mandíbula, passando 8 mm acima desta (Figura 2). As distâncias utilizadas para se desenhar as linhas de referência para confecção dos defeitos ósseos foram aferidas com um paquímetro digital (série 727 - Starrett® Indústria e Comércio Ltda., Itu – São Paulo, Brasil). As brocas foram montadas em uma peça reta de mão acoplada a um motor elétrico de bancada em uma velocidade de 1200 rpm. Foram confeccionados no total, quarenta defeitos ósseos, sendo que vinte deles foram obtidos com a broca trefina de 11,8 mm de diâmetro, em cinco mandíbulas, enquanto que os outros vinte defeitos foram confeccionados com a broca de diâmetro menor de 7,8 mm nas outras cinco mandíbulas (Figura 3 e 4).

4.4.2 Obtenção das Radiografias Panorâmicas Digitais

As mandíbulas secas foram radiografadas em aparelho panorâmico (Rotograph Plus® – Villa Sistemi Medicali, Milano, Itália) (Figura 5) com placas de fósforo do sistema radiográfico digital VistaScan® (Durr Dental AG, Bietigheim-Bissingen, Alemanha) (Figura 6), no setor de Radiologia do Curso de Odontologia da Universidade Estadual de Feira de Santana (UEFS), sendo fixadas aos aparelhos com fita adesiva. Os parâmetros energéticos foram ajustados e padronizados. As radiografias panorâmicas digitais foram exportadas no formato JPEG, para análise (Figura 13).

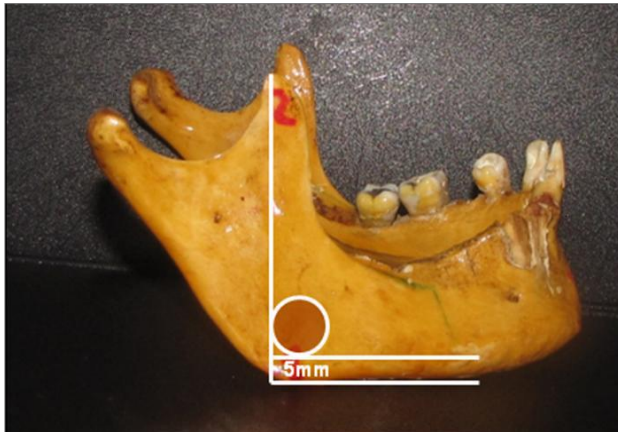


Figura 1: Delimitação do defeito ósseo a ser confeccionado na região de ângulo mandibular

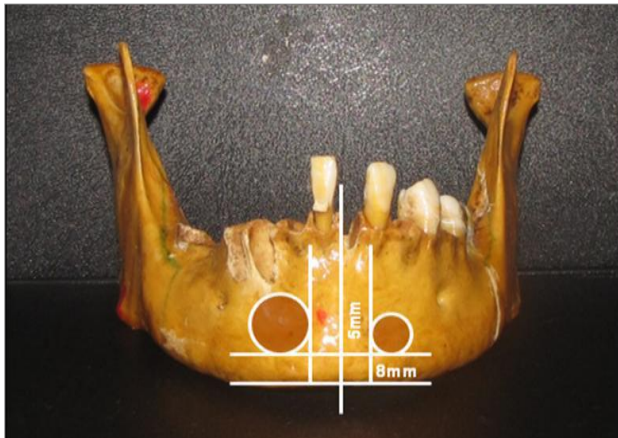


Figura 2: Delimitação do defeito ósseo a ser confeccionado na região de parassínfise



Figura 3: Confeção do defeito ósseo na região de parassínfise



Figura 4: Mandíbula seca após confecção dos defeitos ósseos

4.4.3 Exames de Tomografia Computadorizada

4.4.3.1 Tomografia Computadorizada de Feixe em Leque (TCFL)

Cada uma das mandíbulas foi submetida a exame de TCFL *singleslice* (SOMATON Spirit®, Siemens, Erlangen, Alemanha) (Figura 7), com espessura da fatia de 1mm e distância entre elas de 0,5mm, no setor de Diagnóstico por Imagens do Complexo Hospitalar Universitário Professor Edgar Santos (UFBA), em Salvador – BA.

Foram também escaneadas em um equipamento de TCMC de quatro canais (Asteion S4®, Toshiba Medical System, Japão) (Figura 8), com espessura da fatia de 0,5mm e distância entre elas de 0,3mm, em uma clínica particular de diagnóstico por imagens da cidade de Salvador – BA; e em um equipamento de TCMC de 128 canais (Optima CT660®, GE Healthcare, Wisconsin, EUA) (Figura 9), com espessura da fatia de 0,625mm e distância entre elas de 5,625mm, no setor de Diagnóstico por Imagens do Hospital Ana Nery, Salvador – BA.

Foram obtidos cortes volumétricos axiais, no modo helicoidal, com filtro para osso e FOV de aproximadamente 250 mm, sem inclinação do *gantry*. Os cortes axiais foram paralelos à base da mandíbula e toda a altura da mandíbula foi incluída no exame, com uma margem de 1,5 cm acima e abaixo da área de interesse. Os cortes axiais gerados apresentaram a menor espessura possível para cada equipamento. As imagens foram exportadas no formato DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) para uma mídia (CD-ROM), onde foram arquivadas.

4.4.3.2 Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC)

As mesmas mandíbulas foram submetidas ao exame de TCFC, no aparelho i-CAT® (Imaging Sciences International Inc., Hatfield, Pensilvânia, EUA) (Figura 10). Para a aquisição das imagens as mandíbulas foram posicionadas com sua base paralela ao plano horizontal, sendo fixadas com isopor e fita adesiva. Foram obtidas

imagens com *voxels* de três diferentes tamanhos (0,2; 0,3 e 0,4mm) e FOV de 8 cm. Esses exames foram realizados no setor de Radiologia da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo (FOB-USP) (Figura 7). As imagens foram exportadas no formato DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) para uma mídia (CD-ROM), onde foram arquivadas.

4.5 Obtenção das Reformatações Panorâmicas das TC

Os arquivos dos exames foram processados no programa Dolphin Imaging 3D®, v. 11.5 (*Dolphin Imaging & Management Solutions*, Chatsworth, CA, EUA), no Serviço de Ortodontia da FOUFBA. No programa, as etapas para geração das reformatações panorâmicas de TC foram padronizadas, sendo selecionado o corte axial da região mais central, no sentido súpero-inferior de cada mandíbula. Em seguida, foi traçada a curva de referência neste corte axial, de forma que ficasse equidistante das corticais vestibular e lingual. Foi selecionada uma espessura uniforme de 20 mm e escolhido o filtro Dolphin 1 (Figura 12). As imagens foram reformatadas por apenas um dos avaliadores e foram salvas para que ambos os avaliadores fizessem posteriormente a análise das medidas horizontais e verticais nas mesmas imagens geradas.

O programa operou num computador *desktop com Windows 7®* (*Microsoft Corp.*, EUA), com processador Intel Core i5, com placa de vídeo *off-board*, monitor de 15 polegadas, SuperVGA (resolução de 1024 x 768 *pixels*) e 32 bits.



Figura 5: Posicionamento da mandíbula para obtenção da PAN D (Rotagraph Plus®).

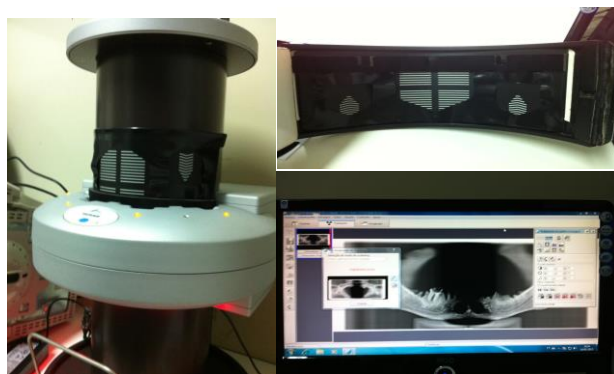


Figura 6: Sistema digital com placa de fósforo (VistaScan®)



Figura 7: Posicionamento da mandíbula no aparelho de TC *singleslice* (SOMATOM Spirit®)



Figura 8: Posicionamento da mandíbula no aparelho de TCMC de quatro canais (ASTEION®)



Figura 9: Posicionamento da mandíbula no aparelho de TCMC de 128 canais (OPTIMA CT660®)



Figura 10: Posicionamento da mandíbula no aparelho de TCFC (i-CAT®)

4.6 Aferição da Acurácia das Imagens Panorâmicas

Medidas lineares dos defeitos ósseos foram realizadas nas mandíbulas secas (padrão ouro) com auxílio de um paquímetro digital (Série 727- Starrett® Indústria e Comércio LTDA, Itu, São Paulo, Brasil) (Figura 11), que foi posicionado na região interna do defeito circunferencial, localizado na porção central do osso medular. As mesmas medidas foram feitas nas radiografias panorâmicas digitais e nas reformatações panorâmicas de TC, com as réguas eletrônicas próprias do programa Dolphin Imaging 3D® (Figura 12).

Não foi aplicada nenhuma ferramenta para realçar o brilho ou o contraste das radiografias panorâmicas e das reformatações panorâmicas, durante a aferição das medidas. Para corrigir a ampliação inerente à radiografia panorâmica, foi subtraído 20% de cada medida aferida nessa imagem, de acordo com as informações do fabricante de aparelho radiográfico panorâmico.

As medidas foram feitas por dois avaliadores, duas vezes, com um intervalo de no mínimo sete dias entre as avaliações. As medidas foram tabuladas em planilhas específicas no programa Microsoft Excel® e posteriormente foram submetidas à análise estatística nos programas BioEstat® v.5.3 e SPSS® v.23.

As medidas dos defeitos ósseos corresponderam à altura e à largura de cada um dos quatro defeitos por mandíbula. Sendo estes defeitos circunferenciais, as medidas horizontais e verticais foram realizadas na posição mediana da circunferência, e foram assim nomeadas:

Horizontais:

- H1 (largura do defeito ósseo da região parassinfisiária direita);
- H2 (largura do defeito ósseo da região parassinfisiária esquerda);
- H3 (largura do defeito ósseo da região do ramo direito);
- H4 (largura do defeito ósseo da região do ramo esquerdo);

Verticais:

- V1 (altura do defeito ósseo da região parassinfisiária direita);
- V2 (altura do defeito ósseo da região parassinfisiária esquerda);
- V3 (altura do defeito ósseo da região do ramo direito);
- V4 (altura do defeito ósseo da região do ramo esquerdo);

Assim em cada mandíbula foram realizadas quatro medidas horizontais e quatro medidas verticais dos defeitos ósseos num total de oito medidas. Sendo dez diferentes mandíbulas, dez radiografias panorâmicas digitais e seis tipos de exames de TC, tendo a TCFC três protocolos de tamanho de *voxel*. No total, foram obtidas 560 medidas por cada examinador, em cada uma de suas avaliações. No total foram obtidas 1120 medidas por cada examinador. Os dados foram anotados em fichas elaboradas para este fim (ANEXO B).

4.7 ANÁLISE DOS DADOS

Inicialmente foi avaliada a concordância intra e interexaminadores pelo Teste de Correlação Linear de Pearson e Teste de Dahlberg.

Para avaliação da acurácia das medidas realizadas foi calculada a média das duas medidas obtidas por um dos examinadores, e em seguida foi realizado o teste ANOVA, com *post hoc* de Dunnett, nas medidas obtidas da mandíbula seca (padrão ouro) e as medidas das imagens correspondentes. Essa avaliação foi realizada para o conjunto de medidas, e também separadamente para as medidas verticais ou horizontais, e para as medidas da região anterior (parassinfisárias) ou posterior das mandíbulas. O nível de significância adotado foi de 95% ($p < 0,05$).

Em seguida, foram calculados os erros médios absoluto e relativo, utilizando-se as fórmulas abaixo, de acordo com os estudos de Choi et al (2002), Silva et al (2008) e Ibrahim et al (2009), considerando-se as medidas das mandíbulas secas como padrão ouro.

Média absoluta da diferença (mm) = valor da mandíbula seca – valor da imagem

Média relativa da diferença (%) = $\frac{\text{valor da mandíbula seca} - \text{valor da imagem} \times 100\%}{\text{valor da mandíbula seca}}$

A diferença estatística entre os erros absoluto e relativo dos diferentes grupos também foi testada pelo ANOVA seguido pelo teste de Tukey, para uma probabilidade de erro de 5%.



Figura 11: Aferição da mandíbula seca na região anterior com o paquímetro digital

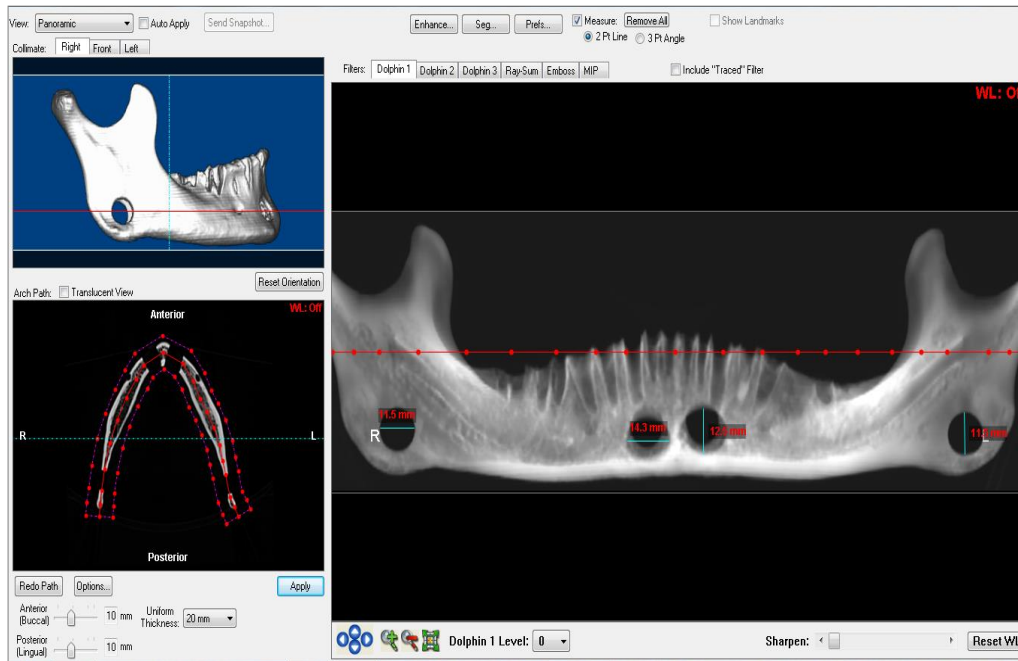


Figura 12: Obtenção da reformatação panorâmica e medidas lineares nos defeitos ósseos, no programa Dolphin Imaging 3D®



Figura 13: Radiografia panorâmica digital e medidas lineares nos defeitos ósseos, no programa Dolphin Imaging 3D®

5 RESULTADOS

Neste estudo foi avaliada a acurácia de imagens de radiografias panorâmicas digitais e de reformatações panorâmicas de TC, a partir de medidas lineares realizadas no programa de planejamento cirúrgico Dolphin Imaging 3D®.

Para esta avaliação, foram obtidas medidas lineares, verticais e horizontais, localizadas na região anterior e posterior das mandíbulas. Tais medidas foram realizadas nas imagens com auxílio de ferramenta de medição eletrônica do programa, e foram comparadas com as medidas correspondentes mensuradas nas respectivas mandíbulas secas que deram origem aos exames radiográficos e de TC, sendo estas realizadas com um paquímetro eletrônico digital. Das medidas obtidas das radiografias panorâmicas subtraiu-se 20% do valor, conforme o padrão de ampliação informado pelo fabricante para o aparelho.

Cada uma dessas medidas foi realizada duas vezes por dois examinadores, com um intervalo de no mínimo uma semana entre as avaliações. Foram utilizadas dez mandíbulas secas, sendo que em cada uma foram realizadas oito diferentes medidas. As imagens foram geradas com sete diferentes protocolos, o que determinou a realização de 560 medidas, em cada uma das avaliações. Dessa forma, no total cada avaliador realizou 1120 medidas eletrônicas. Além dessas, ainda foram obtidas oitenta medidas nas dez diferentes mandíbulas secas, em cada uma das duas avaliações.

Calculada a concordância intra-examinador pelo Teste de Correlação Linear de Pearson, obteve-se uma correlação muito forte entre as duas avaliações realizadas nas imagens virtuais do examinador 1 ($r= 0,90$) e do examinador 2 ($r= 0,95$). Quanto às medidas do padrão ouro, obteve-se uma concordância intra-examinador também muito forte ($r= 0,99$). A concordância interexaminador, realizada a partir da segunda medida de cada um dos examinadores, também foi considerada muito forte ($r= 0,96$). O índice Dahlberg foi de 0,26; 0,43; 0,07 e 0,35, respectivamente. Para os cálculos estatísticos, foram utilizadas as médias das duas medidas realizadas

apenas pelo avaliador um.

Comparando-se todos os grupos (diferentes equipamentos ou protocolos de obtenção da imagem e padrão ouro) pelo teste ANOVA não houve diferença estatisticamente significativa entre eles (Tabela 1).

Tabela 1: Comparação das distâncias lineares obtidas das mandíbulas secas (padrão ouro) com suas correspondentes medidas das imagens panorâmicas, obtidas a partir de sete diferentes protocolos

Equipamento/ protocolo de imagem	Média (mm)	Média do padrão ouro (mm)	n	Valor de p
PanD	9,48	10,09	80	>0,05
TCFC 0,2mm	10,53		80	>0,05
TCFC 0,3mm	10,65		80	>0,05
TCFC 0,4mm	10,60		80	>0,05
TCH <i>singleslice</i>	11,07		80	>0,05
TCMC 4 canais	10,73		80	>0,05
TCMS 128 canais	10,73		80	>0,05

ANOVA / Teste *post hoc* de Dunnett

Analisando as medidas de acordo com sua direção, os resultados mostraram que não houve diferença estatística para as medidas horizontais.

Tabela 2: Comparação das distâncias lineares horizontais obtidas das mandíbulas secas (padrão ouro) com suas correspondentes medidas das imagens panorâmicas, obtidas a partir de sete diferentes protocolos

Equipamento/ protocolo de imagem	Média (mm)	Média do padrão ouro (mm)	n	Valor de p
PanD	8,94	10,11	40	>0,05
TCFC 0,2mm	11,03		40	>0,05
TCFC 0,3mm	11,20		40	>0,05
TCFC 0,4mm	11,09		40	>0,05
TCH <i>singleslice</i>	11,23		40	>0,05
TCMC 4 canais	11,20		40	>0,05
TCMC 128 canais	11,19		40	>0,05

ANOVA / Teste *post hoc* de Dunnett

Analisando as medidas de acordo com sua direção, os resultados mostraram que não houve diferença estatística para as medidas verticais (Tabela 3).

Tabela 3: Comparação das distâncias lineares verticais obtidas das mandíbulas secas (padrão ouro) com suas correspondentes medidas das imagens panorâmicas, obtidas a partir de sete diferentes protocolos

Equipamento/ protocolo de imagem	Média (mm)	Média do padrão ouro (mm)	n	Valor de p
PanD	10,03	10,09	40	>0,05
TCFC 0,2mm	10,04		40	>0,05
TCFC 0,3mm	10,11		40	>0,05
TCFC 0,4mm	10,10		40	>0,05
TCH <i>singleslice</i>	10,48		40	>0,05
TCMC 4 canais	10,26		40	>0,05
TCMC 128 canais	10,28		40	>0,05

ANOVA / Teste *post hoc* de Dunnett

Ainda foram comparadas as medidas realizadas, em relação a sua localização na mandíbula. Não houve diferença estatisticamente significativa, em relação ao padrão ouro, nas medidas realizadas na região anterior da mandíbula (Tabela 4).

Tabela 4: Comparação das distâncias lineares da região anterior obtidas das mandíbulas secas (padrão ouro) com suas correspondentes medidas das imagens panorâmicas, obtidas a partir de sete diferentes protocolos

Equipamento/ protocolo de imagem	Média (mm)	Média do padrão ouro (mm)	n	Valor de p
PanD	9,67	10,19	40	>0,05
TCFC 0,2mm	10,99		40	>0,05
TCFC 0,3mm	11,14		40	>0,05
TCFC 0,4mm	11,03		40	>0,05
TCH <i>singleslice</i>	11,72		40	>0,05
TCMC 4 canais	11,22		40	>0,05
TCMC 128 canais	11,24		40	>0,05

ANOVA / Teste *post hoc* de Dunnett

Também não houve diferença estatisticamente significativa, em relação ao padrão ouro, nas medidas realizadas na região posterior (Tabela 5).

Tabela 5: Comparação das distâncias lineares na região posterior obtidas das mandíbulas secas (padrão ouro) com suas correspondentes medidas das imagens panorâmicas, obtidas a partir de sete diferentes protocolos

Equipamento/ protocolo de imagem	Média (mm)	Média do padrão ouro (mm)	n	Valor de p
PanD	9,30	10,00	40	>0,05
TCFC 0,2mm	10,08		40	>0,05
TCFC 0,3mm	10,16		40	>0,05
TCFC 0,4mm	10,17		40	>0,05
TCH <i>singleslice</i>	10,19		40	>0,05
TCMC 4 canais	10,25		40	>0,05
TCMC 128 canais	10,23		40	>0,05

Teste ANOVA

Em seguida foram avaliados os erros médios absoluto e relativo das medidas obtidas das imagens panorâmicas em relação às medidas do padrão ouro. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa ($p=0,85$) entre os grupos (Tabela 6).

Tabela 6: Média dos erros dimensionais absoluto e relativo das radiografias panorâmicas e das reconstruções panorâmicas obtidas a partir de seis diferentes protocolos

Equipamento/ protocolo de imagem	Média do erro absoluto (mm)	Média do erro relativo (%)	Valor de p
PAND	0,78	8	0,85
TCFC 0,2mm	0,62	6	
TCFC 0,3mm	0,73	7	
TCFC 0,4mm	0,68	7	
TCH <i>singleslice</i>	0,74	8	
TCMC 4 canais	0,73	8	
TCMC 128 canais	0,72	7	

Avaliando-se o erro dimensional, em relação à direção da medida (horizontal ou vertical), não houve diferença estatística ($p= 0,91$ e $0,30$, respectivamente) (Tabela 7).

Tabela 7: Média dos erros dimensionais absoluto e relativo das radiografias panorâmicas e das reconstruções panorâmicas obtidas a partir de seis diferentes protocolos, a depender da direção da distância aferida

Equipamento/ protocolo de imagem	Média do erro absoluto horizontal (mm)	Média do erro absoluto vertical (mm)
PAND	1,17	0,40
TCFC 0,2mm	0,97	0,27
TCFC 0,3mm	1,14	0,33
TCFC 0,4mm	1,02	0,33
TCH <i>singleslice</i>	1,14	0,34
TCMC 4 canais	1,12	0,33
TCMC 128 canais	1,10	0,34
Valor de p	0,91	0,30

Quando avaliado o erro dimensional, em relação à localização da medida (região parassinfisária ou no ramo mandibular), observou-se diferença significativa entre os grupos ($p= 0,026$ e $p< 0,0001$, respectivamente) (Tabela 8 e Quadros 1 e 2).

Tabela 8: Média dos erros dimensionais absoluto e relativo das radiografias panorâmicas e das reconstruções panorâmicas obtidas a partir de seis diferentes protocolos, a depender da região da distância aferida

Equipamento/ protocolo de imagem	Média do erro absoluto região anterior (mm)	Média do erro absoluto região posterior (mm)
PAND	0,81	0,76
TCFC 0,2mm	1,06	0,17
TCFC 0,3mm	1,24	0,23
TCFC 0,4mm	1,11	0,25
TCH <i>singleslice</i>	1,25	0,23
TCMC 4 canais	1,17	0,28
TCMC 128 canais	1,19	0,25
Valor de p	0,026*	<0,0001*

*diferença estatística

Quadro 1: Avaliação do erro dimensional das radiografias panorâmicas e das reconstruções panorâmicas obtidas a partir de seis diferentes protocolos ,em relação ao padrão ouro, para medidas da região anterior da mandíbula

Equipamento	PAND	TCFC 0,2mm	TCFC 0,3mm	TCFC 0,4mm	TCH <i>singleslice</i>	TCMC 4 canais	TCMC 128 canais
PAND		p>0,05	p<0,05*	p>0,05	p>0,05	p>0,05	p>0,05
TCFC 0,2mm			p>0,05	p>0,05	p>0,05	p>0,05	p>0,05
TCFC 0,3mm				p>0,05	p>0,05	p>0,05	p>0,05
TCFC 0,4mm					p>0,05	p>0,05	p>0,05
TCH <i>singleslice</i>						p>0,05	p>0,05
TCMC 4 canais							p>0,05
TCMC 128 canais							

*diferença estatística

Quadro 2: Avaliação do erro dimensional das radiografias panorâmicas e das reconstruções panorâmicas obtidas a partir de seis diferentes protocolos, em relação ao padrão ouro, para medidas da região posterior da mandíbula

Equipamento	PAND	TCFC 0,2mm	TCFC 0,3mm	TCFC 0,4mm	TCH <i>singleslice</i>	TCMC 4 canais	TCMC 128 canais
PAND		p<0,01*	p<0,01*	p<0,01*	p<0,01*	p<0,01*	p<0,01*
TCFC 0,2mm			p>0,05	p>0,05	p>0,05	p>0,05	p>0,05
TCFC 0,3mm				p>0,05	p>0,05	p>0,05	p>0,05
TCFC 0,4mm					p>0,05	p>0,05	p>0,05
TCH <i>singleslice</i>						p>0,05	p>0,05
TCMC 4 canais							p>0,05
TCMC 128 canais							

*diferença estatística

Avaliando-se a magnitude do erro dimensional, nos vários protocolos de aquisição de imagem, observa-se que apenas nas PAND a maior parte do erro situou-se na faixa maior que 1 mm. Os exames de TC tiveram em sua maioria erros na faixa de 0 a 0,5 mm. Esses dados são mostrados nos Quadros 3 a 6.

Quadro 3: Distribuição dos erros dimensionais produzido nas radiografias panorâmicas e reformatações panorâmicas, com seis faixas de corte, entre todos os protocolos de aquisição de imagem

Equipamento	Erro abaixo de -1mm	Erro de -1 a -0,5mm	Erro de -0,5 a 0mm	Erro de 0 a 0,5mm	Erro de 0,5 a 1mm	Erro maior que 1mm
PAND	2,5%	5%	16,25%	27,5%	17,5%	31,25%
TCFC 0,2mm	1,25%	5%	26,25%	43,75%	6,25%	17,5%
TCFC 0,3mm	1,25%	2,5%	23,75%	42,5%	8,75%	21,25%
TCFC 0,4mm	-	6,25%	26,25%	38,75%	8,75%	20%
TCH <i>Singleslice</i>	-	1,25%	16,25%	43,75%	15%	23,75%
TCMC 4 canais	-	2,5%	11,25%	52,50%	10%	23,75%
TCMC 128 canais	1,25%	2,5%	8,75%	52,50%	12,5%	22,5%

Quadro 4: Distribuição dos erros dimensionais produzido nas radiografias panorâmicas e reformatações panorâmicas, com cinco faixas de corte, entre todos os protocolos de aquisição de imagem

Equipamento	Erro abaixo de -1mm	Erro de -1 a -0,5mm	Erro de -0,5 a 0,5mm	Erro de 0,5 a 1mm	Erro maior que 1mm
PAND	2,5%	5%	43,75%	17,5%	31,25%
TCFC 0,2mm	1,25%	5%	70%	6,25%	17,5%
TCFC 0,3mm	1,25%	2,5%	66,25%	8,75%	21,25%
TCFC 0,4mm	-	6,25%	65%	8,75%	20%
TCH <i>Singleslice</i>	-	1,25%	60%	15%	23,75%
TCMC 4 canais	-	2,5%	63,75%	10%	23,75%
TCMC 128 canais	1,25%	2,5%	61,25%	12,5%	22,5%

Quadro 5: Distribuição dos erros dimensionais produzido nas radiografias panorâmicas e reformatações panorâmicas, com três faixas de corte, entre todos os protocolos de aquisição de imagem

Equipamento	Erro abaixo de -1mm	Erro de -1 a 1mm	Erro maior que 1mm
PAND	2,5%	66,25%	31,25%
TCFC 0,2mm	1,25%	81,25%	17,5%
TCFC 0,3mm	1,25%	77,25%	21,25%
TCFC 0,4mm	-	80%	20%
TCH <i>Singleslice</i>	-	76,25%	23,75%
TCMC 4 canais	-	76,25%	23,75%
TCMC 128 canais	1,25%	76,25%	22,5%

Quadro 6: Distribuição dos erros dimensionais produzido nas radiografias panorâmicas e reformatações panorâmicas, com duas faixas de corte, entre todos os protocolos de aquisição de imagem

Equipamento	Erro de -1 a 1mm	Erro maior que ± 1 mm
PAND	66,25%	33,75%
TCFC 0,2mm	81,25%	18,75%
TCFC 0,3mm	77,25%	22,5%
TCFC 0,4mm	80%	20%
TCH <i>Singleslice</i>	76,25%	23,75%
TCMC 4 canais	76,25%	23,75%
TCMC 128 canais	76,25%	23,75%

6 DISCUSSÃO

As radiográficas panorâmicas são frequentemente utilizadas como exame de rotina para o diagnóstico, planejamento e preservação na Odontologia, por ser uma imagem de fácil interpretação e que permite ao cirurgião-dentista uma visão geral das estruturas maxilofaciais (CORREA et al, 2012). Porém, esta radiografia apresenta problemas de ordem geométrica (ampliação e distorção não uniformes) que podem comprometer a realização de medidas necessárias a alguns procedimentos odontológicos.

Na literatura, são vários os estudos que avaliaram a fidelidade de radiografias panorâmicas (ANGELOPOULUS et al, 2004; BAHLIS et al, 2010; CORREA et al, 2012; KIM et al, 2011; PARK 2010; SCHULZE et al, 2000; YASAR et al, 2012) ou de imagens 2D axiais, coronais e sagitais oriundas de TCFC (VEYRE-GOULET et al, 2008; GAHLEITNER et al, 2008; KAMBUROGLU et al, 2009; GANGULY et al, 2011; GRIBEL et al, 2011; TIMOCK et al, 2011; AL-EKRISH, 2012; BENNINGER et al, 2012; PATCAS et al, 2012, TORRES et al, 2012, ZHANG et al, 2012). Porém a avaliação de reformatações panorâmicas a partir de dados de TC é escassa, assim como existem poucos estudos na área odontológica que avaliam a acurácia de imagens maxilo-mandibulares geradas por TC médica. Talvez por serem equipamentos de alto custo e de difícil acesso.

De acordo com HANAZAWA (2004), as RMP, geradas a partir das imagens fonte de TC, podem ter sua resolução espacial e fidelidade do contraste dos tecidos afetados, o que resulta na deterioração da sua acurácia dimensional. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar a acurácia das medidas lineares de radiografias panorâmicas digitais e de reformatações panorâmicas geradas por TCFC, com diferentes tamanhos de *voxel*, e por TCFL *singleslice*, TCMC de quatro e de 128 canais.

Para este estudo foram selecionadas dez mandíbulas secas humanas e como critérios de inclusão foram observadas a integridade da estrutura anatômica das mesmas e, no caso da presença de dentes, a ausência de restaurações ou próteses

dentárias metálicas. Esse cuidado teve como objetivo evitar qualquer dificuldade na realização das medidas devido à presença de artefatos metálicos. No estudo de Cremonini et al (2011) entretanto não foram encontradas diferenças significantes ($p > 0,05$) ao serem comparadas medidas realizadas com e sem artefatos metálicos nas técnicas de TCFC com *voxel* de 0,25 mm e TCMC de 64 canais.

A reformatação panorâmica de TC pode apresentar alterações a depender do processo de aquisição de imagem, do tamanho do *voxel* ou devido ao processamento da imagem pelo programa (VEYRE-GOULET et al, 2008; LUDLOW et al, 2007; GOULET, FORTIN, THIERRY, 2008; KOBAYASHI et al, 2004; FARMAN & SCARFE, 2006). No presente estudo o posicionamento da mandíbula seca foi padronizado nos diferentes equipamentos, de forma a reproduzir a posição de um exame *in vivo*. Nos exames de TCFL, adicionalmente, não houve inclinação do *gantry*, como preconizado por MEURER et al (2008). No entanto, TOMASI et al (2011) avaliando a influência da inclinação da mandíbula sobre a acurácia de medidas lineares em TCFC, revelaram alta reprodutibilidade das medidas realizadas independentemente da posição do objeto e da experiência do examinador.

Neste estudo o programa Dolphin Imaging 3D® versão 11.5 foi utilizado para acessar as imagens panorâmicas digitais e construir as reformatações panorâmicas das imagens de TC, por ser um programa com amplas funcionalidades e aplicabilidade em ortodontia, CTBMF e implantodontia. Este mesmo programa foi utilizado em outros estudos como o de Timock et al., 2011 e de Wood et al., 2013.

Concordância intra e interexaminadores

Outra preocupação metodológica foi avaliar a reprodutibilidade inter e intra-examinadores. Para GARIB et al., 2007, a acurácia ou reprodutibilidade do método confirma-se diante de escassos erros na repetição das mensurações, tanto intra como interexaminadores.

Vários estudos anteriores, investigando medidas de TC, relataram sobre a

confiabilidade intra-examinador, incluindo investigação de medidas dentárias , altura e espessura do osso alveolar, comprimento da raiz e as dimensões transversais do canal mandibular e mandíbula (KAMBUROGLU et al, 2009; TIMOCH et al, 2011; ZHANG et al, 2012; SUOMALAINEN et al, 2008). Estes estudos encontraram CCI variando de 0,93 a 0,99, mostrando excelente confiabilidade. Suomalainen et al (2008) demonstraram correlação intraexaminador forte (0,999) para medidas de altura e espessura de cortes transversais da mandíbula. No estudo de Kamburoglu et al (2009), as medidas intra e interexaminadores apresentaram alta concordância, com CCI variando de 0,86 a 0,97 para medidas em TCFC. O CCI intraexaminador para a TCFC e para as medidas diretas obtidas com paquímetro variou de 0,61 a 0,93 para o primeiro avaliador e de 0,40 a 0,95 para o segundo avaliador. O CCI interexaminadores variou de 0,84 a 0,97 para medidas na TCFC e de 0,78 a 0,97 para medidas com paquímetro na mandíbula.

Um estudo realizado por AL EKRISH; EKRAM (2011), avaliando dimensões de altura e espessura de alvéolos edêntulos maxilar e mandibular em cortes transversais de TC, obtiveram confiabilidade intra-examinador de 0,94 para TCMC e 0,995 para TCFC. A confiabilidade interexaminadores foi de 0,985 para TCMC e 0,958 para TCFC. Estudos mais recentes como o de ALEKRISH, 2012, avaliando a acurácia de medidas em imagens reformatadas de TCFC de alvéolos edêntulos obtidas com protocolos de exposição de 40, 20 e 7s de exposição, obtiveram índices de confiabilidade intra-examinador de 0,996, 0,995 e 0,998, respectivamente. Os índices interexaminadores foram 0,993, 0,998 e 0,994, respectivamente.

No presente estudo, observou-se que a correlação intra-examinador foi de $r=0,90$ para o primeiro avaliador e de $r=0,95$ para o segundo avaliador. Isso indica uma concordância intraexaminador extremamente forte, que demonstra a reprodutibilidade do método. Em relação à variabilidade interexaminadores o coeficiente de correlação foi de $r=0,96$, muito forte, ratificando a calibração dos examinadores.

Acurácia das medidas em relação ao padrão ouro

No presente estudo, os resultados, avaliados em conjunto, revelaram que não houve diferença estatística significativa nas medidas lineares avaliadas para todos os protocolos de obtenção de imagem em relação às medidas realizadas diretamente nas mandíbulas secas, consideradas o padrão ouro.

Esses resultados concordam com o estudo de BENNINGER et al., 2012, que avaliaram a acurácia de medidas lineares em imagens transversais de dentes anteriores e posteriores de cabeça de cadáveres submetidos a exames de TCFC e não encontraram diferenças estatísticas significantes entre as medidas das imagens no programa i-CATVision® e as medidas diretas com paquímetro.

BOMFIM et al., 2011, em estudo com reformatações panorâmicas de TCH *singleslice* e de TCFC, avaliadas em dois diferentes programas (OsiriX® e DentalSlice®), encontraram diferenças significativas em relação ao padrão ouro na maioria dos protocolos avaliados, discordando do presente trabalho. A principal diferença entre esses dois estudos foi o programa utilizado para a construção das reformatações e realização das medidas.

Vale ressaltar que na TCFC 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, na faixa submilimétrica (muitas vezes superior ao mais elevado grau da TCMC) variando de 0,4 mm a tão baixo quanto 0,125 mm (Accuitomo®). Na TC médica, os *voxels* são anisotrópicos, como cubos retangulares, onde a maior dimensão do *voxel* é a espessura do corte axial que é determinado pelo intervalo de corte. Embora a superfície do *voxel* da TC médica possa ser inferior a 0,625mm, a sua profundidade é geralmente entre um e dois mm (SCARFE et al, 2006). Neste estudo, na TCFC o *voxel* foi menor que a espessura das imagens das TCFL. A melhor resolução espacial das imagens de TCFC entretanto não influenciou a acurácia das medidas realizadas.

Segmentando a análise de acurácia em relação à direção da medida realizada (se horizontal e vertical), os resultados do presente trabalho mostraram não haver diferença entre as medidas obtidas das radiografias panorâmicas ou das reformatações das TCs, para as medidas verticais.

KIM et al., 2011, analisando o grau de ampliação da radiografia panorâmica no planejamento de implantes observaram que não houve diferença significativa entre o comprimento (vertical) do implante planejado e o real inserido. Esse resultado corrobora com o do presente estudo, no qual não foi observada diferença estatística das medidas verticais da radiografia panorâmica em relação ao padrão ouro.

Diferentemente, SCHULZE et al., 2000, avaliando a acurácia de medidas em radiografias panorâmicas observaram que as medidas verticais foram menos reprodutíveis que as medidas horizontais. Os autores relataram que os examinadores consideraram ser mais fácil executar as medidas horizontais que as verticais com o cursor do *mouse*. Em nosso estudo os examinadores não tiveram esta dificuldade.

Os resultados do presente estudo também concordam com o trabalho de Timock et al (2011), que investigaram a acurácia das medidas de altura do osso vestibular, com tecido mole, em imagens de TCFC com *voxel* de 0,3 mm, reformatadas no programa Dolphin Imaging 3D® para obtenção de cortes sagitais, e concluíram que as medidas da TCFC não diferiram significativamente das medidas do padrão ouro.

Wood et al (2013) utilizando os programas Dolphin Imaging 3D® e OsiriX®, avaliaram a acurácia de medidas de altura, em cortes transversais de TCFC com *voxel* de 0,2 mm e 0,4 mm. Os resultados mostraram diferenças médias próximas a zero e que a acurácia das medidas do osso alveolar vestibular a partir de imagens com tecidos moles de TCFC com *voxel* de 0,2 mm apresentaram melhor precisão. No presente estudo não houve diferença na acurácia em relação à resolução espacial da imagem de TCFC.

Ganguly et al (2011) avaliaram a acurácia de medidas lineares de altura óssea em imagens transversais de TCFC com *voxel* de 0,15 mm, na presença de tecidos moles, e também não encontraram diferenças estatísticas significantes.

Para Timock et al (2011), as medidas verticais das TCs, avaliadas no programa Dolphin Imaging 3D®, foram mais acuradas que as horizontais. Em nosso estudo as medidas verticais e horizontais foram igualmente acuradas.

Aqui neste estudo, a avaliação ainda foi segmentada em relação à localização da medida, se na região anterior (parassinfisária) ou posterior da mandíbula (ramo). Os resultados mostraram que não houve diferença estatística significativa em relação ao padrão ouro, independente da localização da medida.

Tais resultados concordam com o estudo de Veyre-Goulet et al (2008) que avaliaram a imagens de TCFC na região posterior de maxila e concluíram não haver diferenças clinicamente significantes entre as medidas reais e as imagens reformatadas. No estudo de Bomfim (2011) também a maioria das medidas realizadas na região posterior da mandíbula não diferiram das medidas do padrão ouro, ao contrário das medidas realizadas na região anterior da mandíbula.

Erro Dimensional

Comparando-se agora o erro dimensional entre os vários equipamentos e protocolos, observa-se que não houve diferença estatística entre eles, embora a média do erro dimensional tenha sido menor para a TCFC com *voxel* de 0,2 mm (0,62 mm) e maior para a radiografia panorâmica (0,78 mm).

Isso difere do estudo de Al Ekrish & Ekram (2011) que comparando a acurácia e reprodutibilidade das imagens de mandíbula seca obtidas por TCMC de 16 canais e TCFC com *voxel* de 0,29 mm, obtiveram uma média de erro dimensional absoluto de 0,75 mm para TCMC e 0,49 mm para TCFC, sendo esta diferença considerada estatisticamente significativa.

No estudo de Gribel et al (2011) foram realizadas medidas em reformatações axiais, sagitais e coronais da TCFC com espessura 0,3 mm e a média de erro absoluto foi de 0,1 mm. E no estudo de Timock et al (2011), utilizando cortes axiais e sagitais para medir a altura e a espessura do osso alveolar vestibular de TCFC com espessura 0,3 mm, a média de erro absoluta foi de 0,30 mm na altura e de 0,13 mm na espessura.

Neste estudo as médias de erro absoluto foram maiores. Para TCFC com espessura de corte 0,2; 0,3 e 0,4 mm foram de 0,62; 0,73, 0,68 mm, respectivamente, e para TCH *singleslice* e TCMC de quatro e de 128 canais foram de 0,74; 0,73 e 0,72 mm, respectivamente. No entanto este estudo foi realizado com imagens panorâmicas, enquanto a maioria dos demais foi realizado com cortes transversais dos maxilares.

Avaliando-se as medidas horizontais separadamente das verticais, não houve diferença significativa no erro dimensional entre os grupos avaliados, embora a média do erro horizontal tenha sido maior que a média de erro vertical em todos os casos.

Segundo AMIR et al., 1998, as distâncias horizontais nas radiografias panorâmicas são particularmente falíveis, diferentemente das distâncias verticais, porque enquanto o fator de ampliação vertical varia de forma relativamente lenta com a distância a partir do plano focal, o fator de ampliação horizontal varia rapidamente. Isto é, as estruturas além do plano focal não são apenas ampliadas com um fator de ampliação diferente, mas são ampliadas de formas diferentes nos sentidos vertical e horizontal (NISHIKAWA et al, 2010). Além disso, o processo de formação de imagem, que projeta a estrutura curva dos maxilares em um filme plano, distorce horizontalmente as estruturas observadas na imagem.

BAHLIS et al., 2010, avaliando altura óssea (medidas verticais) na região do forame mentual, utilizando radiografia periapical, panorâmica convencional (25% de ampliação constante) e imagens transversais de TC *singleslice* encontraram

diferenças médias de 0,33 mm, 0,85 mm e 0,35 mm, respectivamente. Os autores obtiveram melhor acurácia na radiografia periapical e na TC *singleslice*. No presente estudo a TC *singleslice* apresentou um erro médio para as medidas verticais de 0,34 mm e a radiografia panorâmica de 0,40 mm, não tendo sido encontrada diferença estatística entre os métodos.

Avaliando-se o erro em relação à localização da medida (se na região anterior ou posterior da mandíbula), contrariamente observou-se diferença estatística entre o erro das radiografias panorâmicas e das reformatações de TC, principalmente na região posterior da mandíbula. Nessa região, a média do erro foi de 0,76 mm para a PAND e não ultrapassou 0,28 mm nas reformatações panorâmicas de TC. A menor média de erro foi para as reformatações panorâmicas obtidas das TCFC com *voxel* de 0,2 mm (0,17 mm).

Quanto ao erro das radiografias panorâmicas, esses dados estão em desacordo com o esperado. Isto porque as regiões mais externas da radiografia panorâmica (ramo e côndilos mandibulares) são áreas de maior ampliação da imagem (NOHADANI & RUF, 2008). Neste estudo, os defeitos ósseos da região posterior das mandíbulas foram criados no ramo mandibular, porém a média de erro foi maior na região anterior da mandíbula, em relação à região posterior.

As medidas das PAND foram normalmente maiores que as do padrão ouro (dados não mostrados), porém após a correção aplicada (subtração de 20%), tornaram-se em média menores, diferindo estatisticamente das medidas das reformatações panorâmicas de TC. A subestimação das medidas na radiografia panorâmica foi superior a superestimação e esse também foi um achado no estudo de Bahlis et al (2010). Isso demonstra que este fator de correção é inadequado para as radiografias panorâmicas. Segundo Ludlow et al (2007) os fatores de ampliação vertical e horizontal, na radiografia panorâmica são diferentes. Para Carvalho (2008), na radiografia panorâmica obtida por sistema rotacional, onde feixe de raios X e filme movimentam-se sincronizadamente, a distorção da imagem é inevitável e esse fator, diferentemente da ampliação, não pode ser corrigido.

O estudo de Suomalainen et al (2008) avaliou a acurácia de medidas lineares na região posterior da mandíbula em imagens 2D de TCFC com *voxel* de 0,125mm e TCMC de quatro canais, utilizando ou não tecidos moles, e com redução de dose. Os autores encontraram diferenças significantes no erro dimensional entre os métodos estudados ($p= 0,022$): 4,7% para a TCFC e 8,8% para a TCMC com a mandíbula seca; e 2,3% e 6,6%, respectivamente, para as mandíbulas com tecido mole; e 5,4% para a TCMC com redução da dose. A TCFC mostrou-se mais acurada que a TCMC de quatro canais.

Os resultados acima assemelham-se em parte à presente pesquisa, pois aqui a diferença estatística do erro das medidas da região posterior da mandíbula foi atribuída à radiografia panorâmica, não havendo diferença no erro entre as TCFC e a TCMC de quatro canais. Contudo, a média do erro foi maior na TCMC de quatro canais (3,2%), em relação à média de erro das TCFC de 0,2; 0,3 e 0,4 mm (1,7%; 2,3% e 2,5%, respectivamente).

Neste estudo, para as medidas na região anterior, ao contrário, a média de erro foi maior nas reformatações panorâmicas de TC (variando de 1,06 a 1,25 mm), em relação à PAND (média de erro de 0,81 mm). A região selecionada para a realização das medidas anteriores é realmente crítica, pois, diferentemente da região posterior (ramo mandibular) cuja espessura é mais uniforme, na região parassinfisária pode-se constatar uma grande variação na espessura óssea, sendo sensivelmente mais larga próximo à base mandibular e mais estreita na porção mais superior do processo alveolar. Essa característica pode ter dificultado a seleção da área central da mandíbula para criação da reconstrução panorâmica no programa utilizado. No ramo mandibular, a espessura óssea praticamente foi mantida em toda a sua altura, facilitando o delineamento do corte panorâmico equidistante às corticais vestibular e lingual. Assim, a imagem dos defeitos ósseos da região anterior da mandíbula nas reconstruções panorâmicas de TC podem não ter representado de forma adequada a estrutura real.

Ressalta-se entretanto que em todos os grupos a média do erro foi superior a

0,5 mm, mas nunca superior a 1 mm. Em números absolutos, à exceção da PAND, os erros dimensionais foram na sua grande maioria situados na faixa entre 0 e 0,5 mm. Avaliando-se o erro maior que 1mm, para mais ou para menos, as frequências variaram de 18,8 a 23,8% para os exames de TC, e foi de 33,75% para a PAND. Isto pode ser clinicamente importante, para algumas situações na Odontologia, como na colocação de implantes em áreas próximas a estruturas anatômicas nobres.

Dessa forma, conhecer as limitações e acurácia das imagens panorâmicas, sejam elas obtidas a partir de radiografias ou dos diversos equipamentos de TC, é fundamental para a prática de uma odontologia segura e confiável.

7 CONCLUSÕES

Com base na metodologia aplicada, pode-se concluir que:

– Não houve diferença significativa na acurácia de medidas lineares entre os diferentes exames avaliados e o padrão ouro, em todos os protocolos;

– Não houve diferença significativa entre os diferentes exames avaliados quanto ao erro dimensional, embora o erro tenha sido maior para as medidas horizontais e da região anterior da mandíbula;

–A radiografia panorâmica digital apresentou a maior média de erro dimensional, principalmente para as medidas da região anterior da mandíbula.

REFERÊNCIAS

1. ABRAHAMS JJ. Dental CT Imaging: A Look at the Jaw. *Radiology* 2001; 219: 334-345
2. ABRAHAMS JJ & KALYANPUR A. Dental Implants and Dental CT Software Programs. *Seminars in Ultrasound, CT, and MRI*, 1995 Dec; 16(6): 468-486.
3. AL-EKRISH AA. Effect of exposure time on the accuracy and reliability of cone beam computed tomography in the assessment of dental implant site dimensions in dry skulls. *The Saudi Dental Journal*. 2012; 24: 127–134.
4. AL-EKRISH AA, EKRAM M. A Comparative Study of the Accuracy and Reliability of Multidetector Computed Tomography and Cone Beam Computed Tomography in the Assessment of Dental Implant Site Dimensions. *Dentomax Radiol* 2011; 40: 67-75.
5. ALQERBAN A, JACOBS R, FIEUWS S, WILLEMS G. Comparison of Two Cone Beam Computed Tomographic Systems versus Panoramic Imaging for Localization of Impacted Maxillary Canines and Detection of Root Resorption. *European J of Orthodontics*. 2011; 33: 93-102.
6. ANGELOPOULOS C, BEDARD A, KATZ JO, KARAMANIS S, PARISSIS N. Digital panoramic radiograph: An overview. *Semin Orthod*. 2004 10: 194-203.
7. 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.
8. BAHLLIS A, MEZZOMO LA, BOECKEL D, da COSTA NP, Teixeira ER. Accuracy of Periapical Radiography, Panoramic Radiography and Computed Tomography for Examining the Mental Foramen Region. *Rev. odonto ciênc.* 2010;25(3):282-287.
9. BENAVIDES E, RIOS HF, GANZ SD, AN CH, RESNIK R, REARDON GT, et al Use of Cone Beam Computed Tomography in Implant Dentistry: The International Congress of Oral Implantologists Consensus Report. *Impl Dentist* 2012; 21(2): 78-86.
10. BENNINGER B, PETERSON A and COOK V. Assessing Validity of Actual Tooth Height and Width From Cone Beam Images of Cadavers With

- Subsequent Dissection to Aid Oral Surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2012; 70:302-306.
11. BONFIM RT. Avaliação da acurácia de reconstruções panorâmicas geradas a partir de tomografia computadorizada: estudo experimental com mandíbulas secas humanas. Salvador, Bahia. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade Federal da Bahia; 2011.
 12. BROOKS SL. CBCT Dosimetry: Orthodontic Considerations. *Semin in Orthod.* 2009; 15(1): 14-18.
 13. CARVALHO AAF. Estudo de alterações dimensionais da mandíbula medidas em radiografias panorâmicas. *Revista Odontológica de Araçatuba*, v.29, n.2, p. 36-39, Junho/Dezembro, 2008.
 14. CORREIA F & SALGADO A. Tomografia computadorizada de feixe cônico e a sua aplicação em Medicina Dentária. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac* 2012; 53(1): 47-52.
 15. CORREA LR, SPIN-NETO R, STAVROPOULOS A, SCHROPP L, da SILVEIRA HED, WENZEL A. Planning of dental implant size with digital panoramic radiographs, CBCT-generated panoramic images, and CBCT cross-sectional images. *Clin. Oral Impl. Res.* 00, 2013; 1-6.
 16. CREMONNI CC, DUMAS M, PANNUTI CM, NETO JBC, CAVALCANTI MGP and LIMA LA. Assessment of linear measurements of bone for implant sites in the presence of metallic artefacts using cone beam computed tomography and multislice computed tomography. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2011; 40: 845–850.
 17. DE COCK J, MERMUYS K, GOUBAU J, PETEGEM SV, HOUTHOOFD B, CASSELMAN JW. Cone-beam computed tomography: a new low dose, high resolution imaging technique of the wrist, presentation of three cases with technique. *Skeletal Radiol* 2011.
 18. 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*, St. Louis 2006 Aug; 130(2): 257-265.
 19. FERNANDES ACS, UZEDA-GONZALEZ SQ, MASCARENHAS ML,

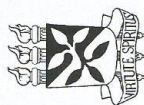
- MACHADOC LA, de MORAES M. Direct and tomographic dimensional analysis of the inter-radicular distance and thickness of the vestibular cortical bone in the parasymphyseal region of adult human mandibles. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2012; 50: 350–355.
20. GAHLEITNER A, WATZEK G, IMHOF H. Dental CT: Imaging Technique, Anatomy, and Pathologic Conditions of the Jaws. *Eur Radiol* 2003; 13:366-376.
21. GAHLEITNER A, KUCHLER U, HOMOLKA P, HESCHL J, WATZEK G, IMHOF H. High-resolution CT of transplanted teeth: imaging technique and measurement accuracy. *Eur Radiol*. 2008; 18: 2975–2980.
22. GANGULY R, RUPRECHT A , VINCENT S, HELLSTEIN J, TIMMONS S and QIAN F. Accuracy of linear measurement in the Galileos cone beam computed tomography under simulated clinical conditions. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2011; 40: 299–305.
23. GARIB DG, RAYMUNDO JR R, RAYMUNDO MV, RAYMUNDO DV, FERREIRA SN. Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (Cone beam): Entendendo este Novo Método de Diagnóstico por Imagem com Promissora Aplicabilidade na Ortodontia. *R dental Press Ortodon Ortop facial* 2007 mar/abr;12(2): 139-156.
24. GAVALA S, DONTA C, TSIKLAKIS K, BOZIARI A, KAMENOPOULOU V, STAMATAKIS HC. Radiation dose reduction in direct digital panoramic radiography. *Eur Journ of radiol*. 2009, 71:24-48.
25. GRIBEL BF, GRIBEL MN, FRAZA DC, MCNAMARA JA and MANZIE FR. Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans. *Angle Orthod*. 2011;81:26–35.
26. HANAZAWA T, SANO T, SEKI K, OKANO T. Radiologic Measurements of the Mandible: a Comparison Between CT-Reformatted and Conventional Tomographic Images. *Clin Oral Impl Res*. 2004; 15: 226–232.
27. HILGERS M, SCARFE WC, SCHEETZ JP e FARMAN AG. Accuracy of Linear Temporomandibular Joint Measurements with Cone Beam Computed Tomography and Digital Cephalometric Radiography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:803-11

28. HOLBERG, C. Cone-Beam Computed Tomography in Orthodontics: Benefits and Limitations. *J Orofac Orthop*, Munchen 2005 Nov; 66(6): 434-444.
29. HOUNSFIELD GN. Computerized Transverse Axial Scanning (Tomography): Part I. Description of System. *British J of Radiol* 1973;46:1016-1022.
30. HU H. Multi-slice Helical CT: Scan and Reconstruction. *Medical Physics*. 1999 Jan; 26(1): 5-18.
31. KAMBUROGLU K, KILIÇ C, ÖZEN T and YUKSEL SP. Measurements of mandibular canal region obtained by conebeam computed tomography: a cadaveric study. (*Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009;107: e34-e42.
32. Kau CH, Bozic M, English J, Lee R, Bussa H, Ellis RK. Cone beam computed tomography of the maxillofacial region-an update. *Int J Med Robot*. 2009.
33. KIM YK, PARK JY, KIM SG, KIM JS, KIM JD. Magnification rate of digital panoramic radiographs and its effectiveness for pre-operative assessment of dental implants. *Dentomax radiol*. 2011, 40:76-83.
34. 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: 228-231.
35. LIANG X, JACOBS R, HASSAN B, LI L, PAUWELS R, CORPAS L, et al A Comparative Evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBTC) and Multi-Slice CT (MSCT). Part I. On Subjective Image Quality. *European Journal of Radiology* 2010; 75: 265–269.
36. LOUBELE M, VAN ASSCHE N, CARPENTIER K, MAES F. 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;105:512-8.
37. MARTINS GL. Estudo Comparativo da Panorametria de Puricelli na Radiografia Panorâmica e Reconstrução Panorâmica de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico. Porto Alegre, RS. Tese (Doutorado em Odontologia) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul; 2010.
38. McDavid WD. Electronic system for digital acquisition of rotational panoramic radiographs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, v.71, n.4, p. 499-502, Apr. 1991.

39. MEURER MI, MEURER E, SILVA JVL, BÁRBARA AS, NOBRE LF, OLIVEIRA MG, et al Aquisição e Manipulação de Imagens por Tomografia Computadorizada da Região Maxilofacial Visando à Obtenção de Protótipos Biomédicos. *Radiol Bras.* 2008;41(1):49-54.
40. MOZZO P, PROCACCI C, TACCONI A, MARTINRI PT, ANDREIS IA. A New Volumetric CT Machine for Dental Imaging Based on the Cone-Beam Technique: Preliminary Results. *Eur Radiol.* 1998; 8(9): 1558-1564
41. NACKAERTS O, MAES F, YAN H, SOUZA PC, PAUWELS R, JACOBS R. Analysis of Intensity Variability in Multislice on Cone Beam Computed Tomography. *Clin Oral Impl Res* 2011; XX: 1-7.
42. NISHIKAWA K, SUEHIRO A, SEKINE H, KOUSUGE Y, WAKOH M, SANO T. Is linear distance measured by panoramic radiography reliable? *Oral Radiol* 2010 26:16–19.
43. PARCK JB. The evaluation of digital panoramic radiographs taken for implant dentistry in the daily practice. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2010; 1;15 (40): e663-6.
44. PATCAS R, MEULLER L, ULLRICH O and PELTOMEAKI T. Accuracy of cone-beam computed tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;141:41-50.
45. RODRIGUES AF, VITRAL RWF. Aplicações da tomografia computadorizada na Odontologia. *Pesq Bras Odontoped Clin Integr, João Pessoa,* 7(3):317-324, set./dez. 2007.
46. SADATI-KHONSARI R, FENSKE C, BEHFAR L, BAUSS, O. Panoramic Radiography: Effects of Head Alignment on the Vertical Dimension of the Mandibular Ramus and Condyle Region. *European Journal of Orthodontics* 2012; 34: 164-169.
47. SCARFE WC, FARMAN AG, SUKOVIC P. Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. *J Can Dent Assoc* 2006;72: 75-80.
48. SCHULZE, KRUMMENAUER, SCHALLDACH and HOEDT. Precision and accuracy of measurements in digital panoramic radiography. *Dentomax Radiol.* 2000; 29: 52-56.
49. SUKOVIC P. Cone Beam Computed Tomography in Craniofacial Imaging.

- Orthod Craniofac Res, Oxford 2003; 6 Suppl 1: 31-36.
50. SUOMALAINEN A, VEHMAS T, KORTESNIEMI M, ROBINSON S and PELTOLA J. Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2008; 37: 10–17.
51. TERRA GTC. Avaliação da precisão em medidas lineares dos exames de tomografia computadorizada por feixe cônico e tomografia computadorizada helicoidal, realizadas em mandíbula humana. Ibirapuera, São Paulo. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade Ibirapuera; 2011.
52. TIMOCK AM, COOK V, MCDONALD T, LEO MC, CROWE J, BENNINGER BL and COVELL Jr. DA. Accuracy and reliability of buccal bone height and thickness measurements from cone-beam computed tomography imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;140:734-44.
53. TOHNAK S, MEHNERT AJH, MAHONEY M, CROZIER S. Dental CT Metal Artefact Reduction Based on Sequential Substitution. *Dentomax radiol* 2011;40: 184-190.
54. TOMASI C, BRESSAN E, CORAZZA B, MAZZONELI S, STELLINI E and LITH A. Reliability and reproducibility of linear mandible measurements with the use of a cone-beam computed tomography and two object inclinations. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2011; 40: 244–250.
55. TORRES MGG, CAMPOS PSF, NETO SEGUNDO NP, NAVARRO M and CRUSOÉ-REBELLO. Accuracy of Linear Measurements in Cone Beam Computed Tomography With Different Voxel Sizes. *IMPLANT DENTISTRY*. 2012; 21(2).
56. VANNIER MW. Craniofacial Computed Tomography Scanning: Technology, Applications and Future Trends. *Orthod Craniofac Res*, Oxford 2003; 6 Suppl: 23-30.
57. VEYRE-GOULET S., FORTIN T., THIETTY A. Accuracy of Linear Measurement Provided by Cone Beam Computed Tomography to Assess Bone Quantity in the Posterior Maxilla: A Human Cadaver Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2008;10,4.
58. WOOD R, SUN Z, CHAUDHRY J, TEE BC, KIM DG, LEBLEBICIOGLU B,

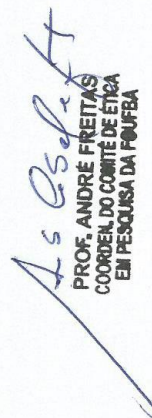
- ENGLAND G. Factors affecting the accuracy of buccal alveolar bone height measurements from cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 143:353-63.
59. YASAR F, APAYDIN B, YILMAZ HH. The effects of image compression on quantitative measurements of digital panoramic radiographs. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2012, 1;17(60): e1074-81.
60. XAVIER PNI. Utilização da tomografia computadorizada *Fan beam* e tomografia computadorizada *Cone beam* na cirurgia Buco-Maxilo-Facial. Porto Alegre, RS. Curso de especialização em radiologia odontológica e imaginologia. Universidade Federal do Rio Grande do Sul; 2010.
61. ZHANG Z, CHENG J, LI G, ZHANG J, ZHANG Z and CHEN X. Measurement accuracy of temporomandibular joint space in Promax 3-dimensional cone-beam computerized tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2012;114:112-117.



**UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**

APROVAÇÃO

Os membros do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da UFBA, em sessão ordinária no dia 09 de setembro de 2010 resolveu através do Parecer Consubstanciado nº 29/10 aprovar o projeto de pesquisa “Avaliação da fidelidade de reconstruções multiplanares e tridimensionais dos maxilares em diferentes softwares – estudo experimental com mandíbulas humanas secas”, da pesquisadora Viviane Almeida Sarmento, área temática Grupo III, registro no SISNEP FR 334811, CAAE 0010.0.368.000-10.


PROF. ANDRÉ FREITAS
COORDEN. DO COMITÊ DE ÉTICA
EM PESQUISA DA FOUFBA

Salvador, 21 de setembro de 2010.

Prof. Dr. André Carlos de Freitas
Coordenador do CEP FOUFBA

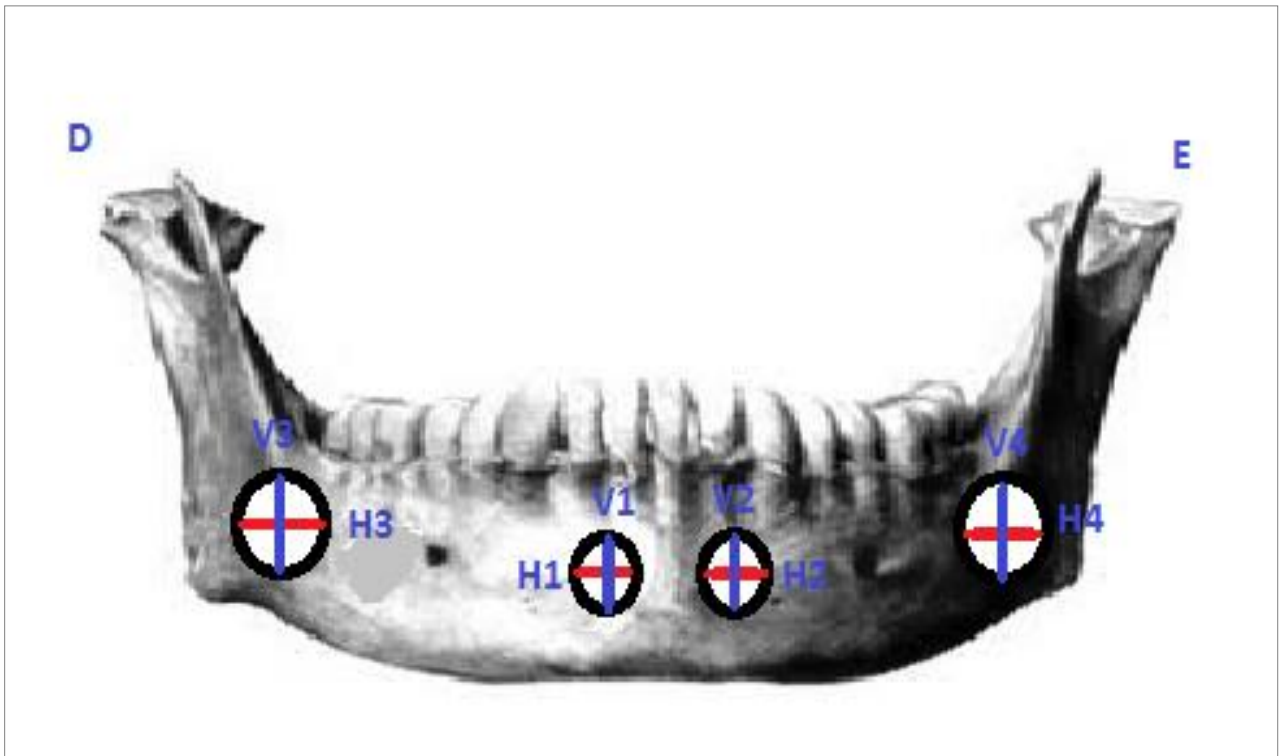
ANEXO B

FICHA PARA REGISTRO DE MEDIDAS AFERIDAS

Nome do Avaliador: _____

Data do Exame: ____ / ____ / _____

Número da Mandíbula: _____



Tipo do Equipamento: _____

H1: _____

V1: _____

H2: _____

V2: _____

H3: _____

V3: _____

H4: _____

V4: _____