



Universidade Federal da Bahia

Faculdade de Odontologia

Mestrado em Odontologia

AVALIAÇÃO DA ACURÁCIA DE REFORMATÇÃO  
PANORÂMICAS GERADAS A PARTIR DE TOMOGRAFIA  
COMPUTADORIZADA: ESTUDO EXPERIMENTAL IN VITRO  
COM MANDÍBULAS SECAS HUMANAS

RODRIGO TAVARES BOMFIM

Salvador  
2012

RODRIGO TAVARES BOMFIM

AVALIAÇÃO DA ACURÁCIA DE RECONSTRUÇÕES  
PANORÂMICAS GERADAS A PARTIR DE TOMOGRAFIA  
COMPUTADORIZADA: ESTUDO EXPERIMENTAL *IN VITRO*  
COM MANDÍBULAS SECAS HUMANAS.

Orientadora: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Viviane Almeida Sarmiento.

Salvador.  
2012.

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

A474 Bomfim, Rodrigo Tavares

Avaliação da acurácia de reconstruções panorâmicas geradas a partir de tomografia computadorizada: Estudo experimental in vitro com mandíbulas secas humanas. / Rodrigo Tavares Bomfim. – Salvador, 2012.

54 f.

Orientadora: Profª Drª Viviane Almeida Sarmiento.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal da Bahia.  
Faculdade de Odontologia, 2012.

1. Softwares biomédicos. 2. Tomografia computadorizada. 3. Reconstrução panorâmica. I. Sarmiento, Viviane Almeida. II. Universidade Federal da Bahia. III. Avaliação da acurácia de reconstruções panorâmicas geradas a partir de tomografia computadorizada: Estudo experimental in vitro com mandíbulas secas humanas.

CDU: 796



UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
MESTRADO EM ODONTOLOGIA

TERMO DE APROVAÇÃO

C.D. RODRIGO TAVARES BOMFIM

AVALIAÇÃO DA ACURÁCIA DE RECONSTRUÇÕES  
PANORÂMICAS GERADAS A PARTIR DE TOMOGRAFIA  
COMPUTADORIZADA: ESTUDO EXPERIMENTAL IN VITRO COM  
MANDÍBULAS SECAS HUMANAS

BANCA EXAMINADORA:

---

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

---

Prof. Dr. Roberto Almeida de Azevedo (**Examinador Interno**)  
Professor da Universidade Federal da Bahia – Faculdade de Odontologia

---

Profa. Dra. Izabel Regina Fischer Rubira Bullen - (**Examinador Externo**)  
Professora da Faculdade de Odontologia de Bauru USP

## DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Antônio e  
Celeste, meus maiores orgulhos  
exemplos de confiança e muito amor.

## AGRADECIMENTOS

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

A Rebeca Maria Bastos Bomfim, pelo amor verdadeiro, companheirismo e por torcer sempre pelo meu sucesso, incentivando-me a seguir em frente em busca dos meus ideais, mesmo diante de todos os obstáculos que enfrentamos.

A Ieda Bastos por torcer pelo meu sucesso, todo apoio, amor, carinho e amizade, o meu muito obrigado.

À Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Viviane Almeida Sarmiento, minha eterna orientadora, por ter me acolhido muito cedo, estimulando-me, desde os meus primeiros passos no mundo acadêmico com seus conselhos, paciência, carinho e confiança; a quem sou eternamente grato pelo que sou hoje.

Ao Prof. Dr. Roberto Almeida de Azevedo, meu grande professor, fonte de admiração e respeito, que iniciou-me no caminho da cirurgia estando sempre presente, servindo sempre de exemplo com ética, ensinando e transmitindo experiências, a quem sou eternamente grato por tudo.

A Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Izabel Regina Fischer Rubira Bullen por viabilizar a realização de parte dos exames de tomografia computadorizada do presente estudo.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia (UFBA), minha segunda casa, por me oferecer a oportunidade de conviver com grandes mestres e manter o meu aprendizado constante.

Aos professores, monitores, estagiários, bolsistas de iniciação científica e funcionária da disciplina de Estomatologia, Radiologia Básica e Cirurgia da Faculdade de Odontologia da UFBA, pela amizade e por tornarem todos os dias de trabalho sempre muito especiais.

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

Ao CEPED e ao Hospital das Clínicas, aos funcionários, pacientes, professores, por oportunidade de estágio, convívio e aprendizado.

A FOBUSP e a disciplina de radiologia, pelo incentivo à pesquisa através da parceria para a realização dos exames das tomografias computadorizadas das mandíbulas secas, possibilitando a realização deste e de outros trabalhos, o meu muito obrigado.

Ao Serviço de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial das Obras Sociais Irmã Dulce, ao Centrinho, aos residentes, pelo aprendizado contínuo na área de cirurgia, de onde vem a minha formação, da qual tenho imenso orgulho tendo o prazer de trabalhar e oportunidade de estar ajudando o próximo.

A Dr. Lúcio Costa Safira e Dr. José Rodrigo Mega Rocha, pelas importantes sugestões e contribuições na qualificação da dissertação, o meu muito obrigado.

A Deus, que me dá forças para caminhar e, sempre protetor, me guia e me ilumina em todos os momentos da minha vida.

“Se não puder voar, corra. Se não puder correr, ande. Se não puder andar, rasteje, mas continue em frente de qualquer jeito”

Martin Luther King. Jr.



## RESUMO

Os exames de tomografia computadorizada (TC) permitem a observação do segmento anatômico de interesse sob diferentes reconstruções, contribuindo para o diagnóstico e planejamento terapêutico. Na odontologia a reconstrução panorâmica dos maxilares é comumente utilizada, por permitir uma visualização longitudinal das arcadas dentárias, já que esta imagem se aproxima daquela da radiografia panorâmica, bastante familiar ao cirurgião-dentista. Para estas reconstruções, diversas empresas têm lançado no mercado diferentes softwares, que passaram a ser avidamente consumidos pelos profissionais. Tais softwares, no entanto, carecem de estudos científicos que comprovem a fidelidade das imagens geradas. O objetivo deste trabalho é avaliar a acurácia de reconstruções panorâmicas de mandíbulas secas humanas, produzidas pelos softwares 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 TC médica e de TC de feixe cônico. Os arquivos dos exames com voxels de diferentes espessuras, salvos no formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) em mídia eletrônica, foram processados nos referidos programas, para obtenção das reconstruções panorâmicas das mandíbulas. Foram realizadas, então, medidas lineares verticais e horizontais nos defeitos ósseos das mandíbulas secas com um paquímetro digital, e correspondentemente nas reconstruções panorâmicas virtuais das mandíbulas, utilizando-se as réguas eletrônicas de cada software. As medidas foram realizadas por dois examinadores, duas vezes, e os dados foram comparados e submetidos à análise estatística. Conclui-se que as distâncias do software Osirix® apresentaram menor erro, em comparação com o DentalSlice®; que as medidas das distâncias na região posterior da mandíbula apresentam menor erro que as da região parassinfisária e que as distâncias verticais foram igualmente acuradas.

## ABSTRACT

The computerized tomography (CT) exams allow the observation of the segment of interest from different anatomical reconstructions, contributing to the diagnosis and treatment planning. In dentistry, panoramic reconstruction jaws are commonly used, as it allows a longitudinal view of the dental arches, once this image gets closer to that of panoramic radiograph, which is quite familiar to the dental surgeon. For these reconstructions, various companies have released several software in the market, which began to be eagerly consumed by the professionals. Such software, however, lack of scientific studies that may prove the fidelity of the generated images. The aim of this study is to evaluate the accuracy of panoramic reconstruction in dried human jaws, produced by the software: DentalSlice® (BioParts - Prototyping Biomedical, Brasília - DF, Brazil) and OsiriX® (Pixma SARL, Geneva, Switzerland). To this end, standardized bone defects were made in the anterior and posterior ten dry mandibles, which then underwent CT scans and medical cone beam CT. The files of exams with different thicknesses of voxels, saved in DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) in electronic media, such programs were processed in order to obtain the panoramic reconstruction of the jaws. Were performed, then horizontal and vertical linear measurements of bone defects in dry mandibles with a caliper, and correspondingly in the panoramic virtual reconstruction of the jaws, using the rules of each electronic software. The measures have twice been performed by two researchers, the resulting data having been compared and analyzed statistically. We conclude that the distance software OsiriX® showed less error compared to the DentalSlice®, the distances in the posterior mandible are less error than those of the region parasymphysis and vertical distances were equally accurate.

Keywords: Biomedical software, computerized tomography, panoramic reconstruction

## SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	
LISTA DE TABELAS	
LISTA DE QUADROS	
LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS	
RESUMO	
ABSTRACT	
1. INTRODUÇÃO	16
2. REVISÃO DE LITERATURA	18
2.1 FACE E DIAGNÓSTICO POR IMAGENS	18
2.2 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	20
2.2.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA FAN BEAM (TCFB)	20
2.2.2 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA POR FEIXE CONICO (TCFC)	22
2.3 APLICAÇÃO CLÍNICA DAS RECONSTRUÇÕES PANORÂMICAS	26
3. PROPOSIÇÃO	30
3.1 OBJETIVO GERAL	30
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	30
4. METODOLOGIA	31
4.1 DELINEAMENTO DA PESQUISA	31
4.2 ASPECTOS ÉTICOS	31
4.3 POPULAÇÃO E AMOSTRA	31
4.4 COLETA E INSTRUMENTOS DE COLETA DE DADOS	31
4.5 ANÁLISE DOS DADOS	32
5. RESULTADOS	38
6. DISCUSSÃO	46
7. CONCLUSÕES	50
REFERÊNCIAS	51
ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS	55
ANEXO B – TERMO DE EMPRÉSTIMO DAS MANDÍBULAS SECAS	56

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Mandíbula seca após confecção dos defeitos ósseos	36
Figura 2	Confecção do defeito ósseo na região para-sinfisária	36
Figura 3	Posicionamento da mandíbula seca no aparelho de FBCT A,B	37
Figura 4	Posicionamento da mandíbula no aparelho de TCFC	37
Figura 5	Aferição de distâncias lineares dos defeitos ósseos, em reconstrução panorâmica gerada pelo <i>software</i> DentalSlice®	37
Figura 6	Aferição de distâncias lineares dos defeitos ósseos, em reconstrução panorâmica gerada pelo <i>software</i> OsiriX®	37

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Comparação das distâncias lineares obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens panorâmicas virtuais, geradas por dois diferentes softwares, a partir de imagens de TCFC de diferentes espessuras.	39
Tabela 2	Comparação das distâncias lineares obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens panorâmicas virtuais, geradas por dois diferentes softwares, a partir de imagens de TC fan beam.	39
Tabela 3	Comparação das distâncias lineares, horizontais ou verticais, obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens panorâmicas virtuais, geradas por dois diferentes softwares, a partir de imagens de TCFC de diferentes tamanhos de voxel.	40
Tabela 4	Comparação das distâncias lineares, horizontais ou verticais, obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens panorâmicas virtuais, geradas por dois diferentes softwares, a partir de imagens de TC fan beam.	40
Tabela 5	Comparação das distâncias lineares, das regiões anterior e posterior da mandíbula, obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens panorâmicas virtuais, geradas por dois diferentes softwares, a partir de imagens de TCFC de diferentes espessuras.	41
Tabela 6	Comparação das distâncias lineares, das regiões anterior e posterior da mandíbula, obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens panorâmicas virtuais, geradas por dois diferentes softwares, a partir de imagens de TC fan beam.	42

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1	Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas imagens panorâmicas virtuais, obtidas por diferentes softwares, a partir de TCFC com diferentes espessuras de corte, tendo-se as medidas da mandíbula seca como padrão-ouro.	42
Quadro 2	Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas imagens panorâmicas virtuais, obtidas por diferentes softwares, a partir de TC médica, tendo-se as medidas da mandíbula seca como padrão-ouro.	43
Quadro 3	Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas imagens panorâmicas virtuais, horizontais ou verticais, obtidas por diferentes softwares, a partir de TCFC de diferentes espessuras, tendo-se as medidas da mandíbula seca como padrão-ouro.	43
Quadro 4	Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas imagens panorâmicas virtuais, horizontais ou verticais, obtidas por diferentes softwares, a partir de TC médica, tendo-se as medidas da mandíbula seca como padrão-ouro.	44
Quadro 5	Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas imagens panorâmicas virtuais, das regiões anterior e posterior da mandíbula, obtidas por diferentes softwares, a partir de TCFC de diferentes espessuras, tendo-se as medidas da mandíbula seca como padrão-ouro.	44
Quadro 6	Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas imagens panorâmicas virtuais, das regiões anterior e posterior da mandíbula, obtidas por diferentes softwares, a partir de TC médica, tendo-se as medidas da mandíbula seca como padrão-ouro.	45

## LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ACR	American College of Radiologists
ATM	Articulação Temporomandibular
ATMs	Articulações Temporomandibulares
BA	Bahia
CAD	Computer Aided Design – Desenho Assistido por Computador
CAM	Computer Aided Manufacturing – Produção Assistida por Computador
CDC	Charge Coupled Device; Dispositivo Acoplador de Carga
CD-ROM	Compact Disc Read-Only Memory - Disco Compacto com Memória Apenas para Leitura
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
cm	Centímetro(s)
CTBMF	Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial
DICOM	Digital Imaging Communications in Medicine - Comunicação de Imagens Digitais em Medicina
et al.	E outros
EUA	Estados Unidos da América
FOB	Faculdade de Odontologia de Bauru
FDM	Fused Deposition Modeling - Modelagem por Deposição de Material Fundido
Fig.	Figura
FOUFBA	Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia
FOV	Field of View – Campo de Visão
JPEG	Joint Photographic Experts Group – método para compressão de imagens fotográficas
kV	Kilovoltagem pico
Laser	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation – Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação
mAs	Miliamperagem por segundo
MED	Medida
NEMA	National Electrical Manufacturers Association
MPR	Reconstrução multiplanar
mm	Milímetro(s)
n <sup>o</sup>	Número
p	Probabilidade de erro ou variabilidade amostral
PET	Pósitrons Emission Tomography - Tomografia por Emissão de Pósitrons
PMMA	Polimetil-metacrilato
PR	Prototipagem Rápida
RMN	Ressonância Magnética Nuclear
ROI	Region of interest - Região de Interesse
rpm	Rotações por minuto

SLA	Stereolithography - Estereolitografia
SLS	Selective Laser Sintering - Sinterização Seletiva a Laser
STL	Standard Triangulation Language – Linguagem Padrão de Triangulação
TC	Tomografia Computadorizada
TCFB	Tomografia Computadorizada de Fan Beam
TCFC	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
TCMS	Tomografia Computadorizada Multislice
TIFF	Tagged Image File Format – formato matricial utilizado para representar imagens digitais
UFBA	Universidade Federal da Bahia
UH	Unidade Hounsfield
USP	Universidade de São Paulo
VGA	Video Graphic Adaptator – adaptador gráfico de vídeo
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
3DP	3D Printing - Impressão Tridimensional
°	Grau(s)
=	Igual a
>	Maior que
<	Menor que
”	Polegada (s)
%	Porcentagem
™	Trade Marc – Marca Registrada
®	Marca registrada
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
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



## 1. INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada (TC) é um método amplamente utilizado para o diagnóstico por imagem. No entanto, os aparelhos tradicionalmente utilizados na área médica (TC convencional ou TC fan beam (TCFB)) têm alto custo, o que dificultou por muito tempo a sua aquisição e utilização por profissionais da área odontológica. Durante a última década, esforços ocorreram para encontrar uma alternativa aos tomógrafos médicos, e surgiu uma nova classe de equipamentos chamados de TC cone beam, ou de feixe cônico (TCFC) ou TC odontológica. Neste, o feixe de raios X tem a forma de um cone e um tubo gira em torno do paciente, sem nenhum movimento deste ou da máquina (EGGERS, G et al, 2008).

Em odontologia, a reconstrução panorâmica dos maxilares, a partir de exames de TC, permite a visualização da maxila e da mandíbula, à semelhança da radiografia panorâmica, e tem se tornado uma solicitação rotineira dos cirurgiões-dentistas. Isso se deve à familiaridade desses profissionais com a visão panorâmica dos maxilares, aliado ao fato de ser esta uma imagem que permite uma ampla visualização do complexo maxilo-mandibular. As reconstruções panorâmicas na TC são consideradas superiores à radiografia panorâmica convencional, porque no primeiro caso o operador pode escolher o número de fatias panorâmicas desejadas, desde a região mais vestibular dos maxilares até sua porção mais lingual/palatina, além de poder determinar a espessura de cada fatia e a distância entre elas. Adicionalmente, as imagens de TC a priori não apresentam ampliação ou distorção, que são inerentes ao processo de obtenção da radiografia panorâmica tradicional. As radiografias panorâmicas convencionais determinam uma significativa ampliação da imagem (ABRAHAMS, 2001; LUDLOW et al., 2007), além de distorções, que são mais acentuadas no sentido horizontal, principalmente na região de pré-molares. Estas podem ser explicadas pelo fato de se “esticar” a imagem curva dos maxilares em um plano longitudinal do filme radiográfico.

Os exames de TC têm sido recomendados no diagnóstico e planejamento terapêutico de vários procedimentos na Odontologia, e seu uso tem sido descrito na literatura como um método de diagnóstico preciso. Estudos, entretanto, que avaliem a acurácia das reconstruções panorâmicas obtidas a partir de TC são escassos.

Sendo assim, o objetivo deste estudo é avaliar a acurácia de distâncias lineares aferidas em reconstruções panorâmicas geradas por dois diferentes softwares, a partir de TC médica e odontológica, com voxels de diferentes tamanhos.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 FACE E DIAGNÓSTICO POR IMAGENS

A região maxilofacial é uma das áreas mais complexas do corpo humano. A avaliação imaginológica apropriada desta região requer familiaridade com a anatomia óssea normal e com locais comuns de fraturas. Uma abordagem sistemática e rotineira, para avaliação das radiografias é essencial, de forma que não sejam perdidas informações importantes (LAINE, 1998).

A precisão no diagnóstico e planejamento do tratamento de pacientes é um desafio para as equipes cirúrgicas. Nos casos mais complexos, como nas deformidades da face, onde são relativamente frequentes o seu tratamento requer tempo, complexidade e custo. Além disso, pacientes com alterações faciais graves frequentemente apresentam baixo nível de integração social, pois a dificuldade de inserção dessas pessoas na sociedade geralmente é maior que a de pessoas com alterações em membros ou outras partes do corpo (MEURER et al., 2008).

A reconstrução do esqueleto facial depois de um trauma maxilofacial é fundamentalmente uma tarefa geométrica. Ela requer uma restauração tridimensional de cada um dos segmentos ósseos, o que requer a restauração da oclusão dentária, altura, largura e projeção faciais. Imagens pré-cirúrgicas identificam o local da fratura, a direção e quantidade do deslocamento, e a localização das referências anatômicas que irão restaurar a posição dos ossos existentes antes do trauma. O uso de técnicas mais invasivas para promover fixação estável das fraturas faciais também tem aumentado a demanda de exames de imagem. A decisão clínica depende do entendimento dos achados clínicos do trauma e características anatômicas, delineadas nos exames de imagem (ASSAEL, 1993).

Da qualidade do exame clínico, da qualidade do conjunto de exames imaginológicos e de sua interpretação depende a caracterização exata do diagnóstico traumatológico. Os exames de imagem, então, são uma etapa capital do diagnóstico e é desejável que esses exames sejam facilmente executados. Principalmente nos indivíduos politraumatizados, a realização rápida, a interpretação clara e o uso de técnicas não invasivas ou muito caras é de primordial importância (HUET et al., 1996).

Devido à complexidade da região facial, a obtenção de imagens úteis ao diagnóstico através de radiografias convencionais e imagens bidimensionais de tomografia computadorizada são difíceis. O emprego de reconstruções 3D em aquisições de tomografia computadorizada helicoidal pode prover informação útil ao diagnóstico de lesões (HASHIMOTO et al, 2000).

De acordo com SOUZA et al. (2003), em muitos ramos da ciência aplicada há um grande interesse em reconstruir imagens tridimensionais a partir de suas seções transversais. Nas imagens médicas, o auxílio da tomografia computadorizada e da ressonância magnética nuclear que são duas técnicas para capturar informações de detalhes anatômicos dos pacientes, as imagens são armazenadas bidimensionalmente.

A condição essencial para um tratamento adequado de fraturas múltiplas de face é que o exame clínico e radiológico sejam precisos. Em relação à radiologia convencional, o diagnóstico correto é complicado pelos efeitos da sobreposição de imagens. Os meios de representação até mesmo dos traços complicados de fratura foram sensivelmente melhorados graças à introdução da tomografia computadorizada bidimensional (2D). A tomografia computadorizada em terceira dimensão (3D) é um exame indispensável no conjunto de exames pré-operatórios e influencia de forma decisiva sobre a qualidade do tratamento. As suas vantagens incluem uma alta resolução espacial, bom contraste de tecidos moles, eliminação da superposição das estruturas adjacentes e a possibilidade de obtenção de imagens sob vários planos diferentes, quer seja o axial, preferencialmente, ou reconstruções coronais e sagitais (MORITZ et al., 1994).

HABERSACK et al. (2007) utilizaram reconstruções tridimensionais e multiplanares da maxila, obtidas a partir de cortes axiais de TC de alta resolução, para avaliar a técnica de expansão rápida da maxila. Os autores concluíram que este exame é confiável para visualizar estruturas dentárias e ósseas. Porém, apesar de aumentar as possibilidades de diagnóstico em ortodontia, ainda não é um método imagiológico de rotina. Para sua indicação, quesitos como custos e acessibilidade ao exame devem ser considerados.

A localização e o curso do canal neurovascular ósseo, como o canal mandibular bífido ou forame mental acessório são de extrema importância para a inserção de implantes dentários, remoção de enxertos ósseos ou dentes inclusos. A tomografia computadorizada, juntamente com o auxílio das reconstruções

multiplanares panorâmica permite um melhor planejamento cirúrgico (NAITOH, M; et al., 2010).

## 2.2 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

### 2.2.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA FAN BEAM (TCFB)

A TC pode fornecer informações importantes quando se necessita de detalhes de toda a anatomia óssea. Apresenta, adicionalmente, a vantagem das reconstruções tridimensionais e multiplanares, que são úteis na avaliação dos pacientes (BRINK, J. A., 1995).

Na técnica de aquisição convencional, ou circular, os detectores permanecem estacionados, enquanto o tubo de raios X exerce um movimento circular em torno do paciente; cada slice (também denominado fatia ou corte) é obtido individualmente. Entre uma aquisição e outra, é necessário o reposicionamento da mesa, o que prolonga o tempo de obtenção dos dados (LAINE, F. J., 1998).

O mais significativo avanço na obtenção de imagens pela TC foi proporcionado pela técnica de aquisição helicoidal ou espiral. O tomógrafo helicoidal é classificado como aparelho de quinta geração. Trata-se de equipamento de aquisição de imagem extremamente rápido, visto que uma fatia pode ser obtida em poucas dezenas de milissegundos. Na tomografia helicoidal, o paciente é movido ao longo do eixo horizontal, enquanto o tubo de raios X executa um movimento rotacional contínuo em torno do paciente. O feixe central de raios X incide no paciente seguindo uma trajetória helicoidal durante o exame (BRINK, 1995; GARVEY, HANLON, 2002).

Neste tipo de tomógrafo, feixes colimados de radiação X atravessam o indivíduo e o remanescente é captado por um dos sensores e mensurado. A informação obtida a partir de múltiplas projeções é enviada ao computador que a processa e exhibe as imagens no monitor. O resultado corresponde a imagens de cortes seriados dos tecidos, que exibem tonalidades de cinza diferentes, representados por voxels, referentes a cada coeficiente de atenuação encontrado. A quantificação destes valores de voxels possibilita a comparação da composição de diferentes tecidos do organismo (HAAGA et al., 1996). Para tanto é utilizada uma escala cujas unidades são denominadas Unidades Hounsfield (UH), em homenagem a Godfrey Hounsfield, que desenvolveu a tecnologia da TC. Na escala de UH, os

parâmetros utilizados para sua quantificação são o ar que possui o valor de -1.000, a água que possui o valor intermediário de zero e o osso denso que apresenta o valor de 1.000 (WEGENER, 1993).

Na TCFB multislice, os dados são adquiridos utilizando um feixe estreito de raios X em forma de leque transmitido através do paciente. O paciente é fotografado, fatia por fatia, normalmente no plano axial, e a interpretação da imagem é obtida pelo empilhamento das fatias para obter múltiplas representações 2D. A matriz linear de elementos detectores convencionais utilizados em tomógrafos helicoidais é aliado a uma matriz multidetectora. Esta configuração permite adquirir até sessenta e quatro cortes simultaneamente, reduzindo consideravelmente o tempo de varredura em comparação com os sistemas de corte simples. Isso permite a geração de imagens 3D em doses substancialmente mais baixas de radiação, do que com um simples detector (SCARFE, FARMAN, SUKOVIC, 2006).

No processo de aquisição, as imagens são obtidas com o paciente perpendicular a mesa, gerando imagens axiais depois reunidas por meios de programas específicos de computador, gerando desta maneira o volume. A partir da década de oitenta, organismos internacionais representados pela National Electrical Manufacturers Association - NEMA, e pelo American College of Radiologists – ACR, investiram na padronização do formato de dados, criando o protocolo chamado DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) sendo as imagens salvas neste formato. Estas imagens são unidas em software dando origem as reconstruções multiplanares, cortes sagitais, axiais, coronais, as reconstruções 3D e panorâmicas (ORENTILCHER, GOLDSMITH, HOROWITZ, 2010).

A imagem produzida pela TC utiliza os princípios das técnicas de imagem digital. Após a conversão do sinal elétrico para o formato digital, a informação é armazenada como um conjunto de números que vão determinar a localização e o tom de cinza de pequenos elementos denominados pixels (picture element). Cada pixel possui um valor numérico associado, que corresponde à densidade do tecido naquele ponto. O pixel é a menor unidade gráfica de uma imagem digital. Representado por um quadrado, o pixel apresenta duas dimensões: largura ou eixo X, e altura ou eixo Y (ROMANS, 1995; CAVALCANTI, 2000).

A representação do pixel em profundidade resultará no elemento de volume, denominado voxel (volume element), que possui o eixo Z, correspondente à espessura do corte tomográfico (ROMANS, 1995).

Os aparelhos de TC permitem ao operador selecionar a espessura do corte e, geralmente, quanto menor e mais complexo o objeto a ser analisado, mais finos serão os cortes requeridos na TC. Portanto, a espessura da fatia deve ser ajustada de acordo com a estrutura anatômica a ser estudada. No escaneamento dos ossos da face, são preconizados cortes finos (entre 1 e 2 mm), visando melhor qualidade da imagem. É prudente ressaltar que fatias muito finas aumentam a dose de radiação e o tempo para aquisição da imagem. Há, também, um maior desgaste do tubo de raios X, além de utilizar maior quantidade de filme para impressão das imagens, aumentando os custos. Cortes espessos, por sua vez, podem ser responsáveis pela perda de informações na imagem, resultando no efeito de volume parcial (ROMANS, 1995).

Uma vez que as imagens axiais tenham sido bem reconstruídas a partir dos dados brutos da TC helicoidal, podem ser geradas reformatações 2D e 3D com alta qualidade. No entanto, é importante salientar que reformatações em TC sempre causam alguma degradação da imagem. Utilizando os dados de imagem, as informações dos voxels podem ser apresentadas em diversas combinações, obtendo-se reformatações 2D em vários planos do corpo (multiplanar), tanto pela manipulação com auxílio dos softwares como aquela realizada em computadores (BRINK, 1995; ALDER, 1996)

Um estudo envolvendo vinte e oito pacientes que se submeteram a TCFC e FBCT para avaliar a presença de canal mandibular bífido, forame mental acessório e canais ósseos linguais foram observados em reconstruções multiplanares 2D e as imagens foram analisadas utilizando o software OsiriX Imaging Software®. Quatro dos dezenove canais observados em TCFC não foram observados nas imagens FBCT. Três forames mentuais acessórios em dois pacientes e vinte e oito canais ósseos linguais em dezoito pacientes foram observados de forma consistente com os dois métodos. Os autores concluíram que não há diferença estatisticamente significativa na detecção dessas estruturas anatômicas entre as imagens obtidas utilizando TCFC ou FBCT (NAITOH et al., 2010).

### 2.2.2 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA POR FEIXE CÔNICO (TCFC)

Na aquisição da imagem tomográfica, o aparelho realiza uma rotação variável entre 180° e 360° ao redor da cabeça do paciente. Na TCFC, o feixe de raios X é em

forma de cone, em largura o suficiente para abranger toda a região de interesse. Os raios X são capturados por um intensificador de imagens ou um sensor sólido (CDC – Charge Coupled Device; Dispositivo Acoplador de Carga). Neste período, são obtidas projeções da área irradiada de acordo com a colimação escolhida. Esta condição irá determinar o FOV (field of view; campo de visão) do exame. Estas imagens iniciais são chamadas imagens-base ou raw data. Todas as imagens em TCFC são obtidas a partir do pós-processamento realizado por computador das imagens-base, diferentemente dos métodos espirais, que são baseados na junção dos cortes axiais originais obtidos. O operador pode configurar diferentes parâmetros que podem modificar o tempo de aquisição e o tamanho do voxel que vai formar a imagem (LIANG X, et al.,2009).

Após a reconstrução do volume total pelo computador, são produzidas as imagens nos vários planos anatômicos, que possibilitam a visualização das estruturas anatômicas em todos os ângulos, inclusive com possibilidades de reconstrução 3D e panorâmica. O FOV pode variar desde dentes maxilares e mandibulares, ambos os arcos, ou todo o complexo maxilofacial, indo da base mandibular ao seio frontal, de acordo com o aparelho utilizado. A escolha deve ser determinada com o tipo de procedimento a ser realizado. Uma das grandes vantagens da TCFC é a capacidade de resolução submilimétrica, o que possibilita excelente visualização das estruturas ósseas do paciente (SCARFE, FARMAN, SUKOVIC, 2006).

A TCFC fornece imagens de resolução milimétrica de alta qualidade de diagnóstico, com pequeno tempo de exposição à radiação X. A dosagem de radiação é até quinze vezes menor do que na TC multislice (SCARFE, FARMAN, SUKOVIC, 2006).

Entre as vantagens para o uso da TCFC estão o uso de menor quantidade de radiação comparando com a TCFB, a alta resolução para a realização do exame e o conforto para o paciente. A maioria dos aparelhos de TCFC realiza os exames com o paciente sentado e não em decúbito dorsal como na de FBCT (SCARFE, FARMAN, 2006).

Numa análise comparativa entre a TCFC e a TC multislice, XIN LIANG et al. (2009) concluíram que a qualidade da imagem de TCFC é comparável ou mesmo superior ao TC multislice, embora exista alguma variabilidade entre os diferentes sistemas de TCFC em descrever as estruturas delicadas. Considerando a dose



baixa de radiação e a imagem de alta resolução, a TCFC pode ser benéfica para a radiologia odontológica.

Em 2004, KOBAYASHI et al. fizeram um estudo para avaliar a acurácia de medidas de distâncias produzidas pela TCFB e TCFC. Para isso utilizaram cinco mandíbulas de cadáveres humanos. Foram criados defeitos com brocas esféricas de 2 mm nas corticais vestibular, lingual e na borda inferior da mandíbula em oito pontos específicos. As cinco mandíbulas foram submetidas aos exames de TC. Foram realizadas medidas com paquímetro digital nas mandíbulas e nos softwares dos aparelhos tomográficos. O estudo demonstrou que a TCFC pode ser usada para medir a distância entre dois pontos no osso mandibular com maior acurácia que a TCFB. Naquele estudo o erro máximo para a medida vertical usando o TCFC foi de 0,65 mm, enquanto o erro máximo observado usando avaliadas por cinco cirurgiões-dentistas. Houve diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos, sendo a imagem do TCFC considerada superior a do TCFB.

Os resultados das imagens de TCFC dos tecidos moles são pobres quando comparados com os da TCFB e a incapacidade de alterar os parâmetros de exposição à radiação na maioria das máquinas de TCFC pode comprometer a qualidade da imagem. Uma consequência da menor dose de exposição à radiação é uma diminuição do contraste, e portanto da qualidade da imagem. A dose de radiação da TCFC pode ser inferior que a FBCT, ainda assim é significativamente maior do que outras formas de radiografia intrabucal (SCARFE, FARMAN, 2008).

Em um estudo realizado no NewTom 9000® (Quantitative Radiology, Verona, Itália), três maxilares secos, foram submetidos a exame de TCFC. Cada um dos maxilares foi marcado com três marcadores radiopacos na crista óssea. Foram realizadas ao total quatorze medidas com paquímetro digital, da largura e altura óssea. Após a análise das imagens com o software EasyGuide® (Keystone Dental, Inc., Burlington, MA, EUA) a análise dos dados demonstraram não haver diferença entre as medidas reais e as medidas das imagens. Os autores concluíram que a técnica de TCFC é confiável para definir a quantidade óssea na região posterior de maxila com a finalidade para planejamento de implantes (GOULET, FORTIN, THIERRY, 2008).

EGGERS et al. (2008) realizaram um estudo com objetivo de comparar a acurácia geométrica de imagens tomográficas digitais realizadas com um aparelho de TCFC (NewTom 9000®) e um FBCT espiral (Sensation 4®, Siemens, Erlangen,

Alemanha), e avaliar a aptidão para cirurgia guiada. Nesse trabalho, os autores adquiriram a imagem de um cubo de acrílico de calibragem com um padrão interno de tubos, com espessura de corte de 1 mm. As posições de interseções dos tubos foram detectadas nos dados das imagens, no software Visualisation Toolkit® (Kitware Inc., Clifton Park, Nova Iorque, EUA) e registrado também nas posições reais no corpo de calibração. As resoluções espaciais foram semelhantes para ambos os métodos. No entanto, a precisão espacial na TCFC foi um pouco menor do que na TCFB, mas na faixa submilimétrica. Os autores concluíram que a precisão foi melhor no centro, e menor nas margens do volume. A precisão geométrica mostrou-se suficiente, para cirurgia guiada com TCFC.

Foi realizado um estudo para avaliar a acurácia da altura e espessura óssea alveolar originadas da TCFC. Para isto doze cabeças de cadáveres embalsamados, sendo cinco mulheres e sete homens, todos brancos, com idade variando de 55 a 89 anos e média de idade de 77 anos, foram adquiridos com o I-CAT® (Imaging Sciences International, Hatfield, Pensilvânia, EUA), com voxel de 0,3 mm, padronizando a posição da cabeça. O critério de seleção dos cadáveres foi ter dentes sem restaurações metálicas, sem patologia na boca e nem dissecação anterior da face. Foram selecionados sessenta e cinco dentes com coroa intacta e periodonto sem artefatos como pinos ou fios metálicos. Foram selecionados no máximo dentes anteriores e quatro dentes posteriores de cada cadáver. Após a TC, foi realizado um retalho de espessura total nos dentes da pesquisa e altura óssea e espessura óssea foi aferida. Na medida da espessura óssea foi removido um fragmento ósseo cerca de 3 mm abaixo da crista óssea. Todas as medidas foram repetidas três vezes por dois avaliadores. O software utilizado para as medidas foi o Dolphin 3D Imaging® (Dolphin Imaging Systems, Chatsworth, California, EUA). A média das diferenças absolutas foi de 0,30 mm da altura óssea vestibular e 0,13 mm da espessura bucal. As medidas da TCFC não diferiram significativamente em comparação com as medidas diretas, não houve superestimação e nem subestimação das medidas. As medidas verticais demonstraram mais acurácia do que as medidas horizontais. Os autores concluíram que no protocolo utilizado neste estudo a TCFC pode ser utilizada para avaliar quantitativamente a altura e espessura óssea vestibular do osso bucal com alta acurácia (TIMOCK et al., 2011).

Em seu estudo LUDLOW et al. (2007) realizaram exame de TCFC em vinte e oito crânios secos e medidas lineares foram realizadas usando reconstruções

panorâmicas, axiais e 3D, com mudança de posição dos crânios. O tomógrafo utilizado foi um NewTom 9000 (Verona, Itália), com FOV de 9 polegadas, o software foi o NewTom 3G. Foram realizadas medidas entre pontos anatômicos e entre marcadores radiopacos, fios ortodônticos. A acurácia das medidas não foi estatisticamente significativa, por alterações na posição dos crânios, e nem comparando o lado direito com esquerdo. Para a visualização dos marcadores, o erro médio relativo foi menos de 1,2% para as técnicas bidimensionais, e menos de 0,6% para as técnicas de medidas 3D. As medidas anatômicas foram mais variáveis independentemente da técnica de medida, 3D, panorâmica ou axial. Os autores concluem que ambas as técnicas bidimensionais e tridimensionais oferecem medidas aceitáveis da anatomia mandibular e que as medidas realizadas pela TCFC não foram significativamente influenciada pela orientação do crânio durante a aquisição da imagem.

### 2.3 APLICAÇÕES CLÍNICAS DAS RECONSTRUÇÕES PANORÂMICAS

O objetivo de um cirurgião é otimizar as informações que ele tem antes de realizar um procedimento cirúrgico com sucesso, facilitar a cirurgia, diminuir o tempo cirúrgico, reduzindo o trauma cirúrgico, riscos e complicações para o paciente (FONSECA, R. J.; WALKER, R.V.,1997).

A avaliação de pacientes para a remoção de dentes impactados e supranumerários, determinando a localização destes dentes, às vezes é uma avaliação muito difícil para um cirurgião-dentista. A proximidade com estruturas como o nervo alveolar inferior, nervo incisivo, seio maxilar, assoalho bucal, forame mental e dentes adjacentes, pode ser difícil de ser determinada com precisão com o uso de radiografias convencionais, como periapicais e panorâmicas (YAMADA, T et al.,2011).

Em 1988, a Columbia Scientific Inc. (Columbia, MD, EUA), introduziu o 3D Dental® software, que permitiu aos radiologistas fornecerem em clínicas odontológicas imagens detalhadas, em seções anatômicas dos rebordos alveolares dos pacientes. Em 1991, a mesma empresa combinando múltiplos produtos de software desenvolveu o software ImageMaster 101®, o qual permitiu a colocação gráfica de um implante virtualmente em imagens tomográficas. Em julho de 1993, a primeira versão do Simplant® foi liberada, e com este software o clínico conseguiu

visualizar o corte axial, as secções parassagítias e a reconstrução panorâmica em uma só tela, podendo colocar implantes virtuais. Em 1999, com a introdução do Simplant 6.0®, a habilidade para criar reformatações 3D foi adicionada ao software. Em 2001, a Materialise (Leuven, Bélgica) comprou a Columbia Scientific. O SurgiGuide® uma tecnologia para a instalação de implantes guiados cirurgicamente foi introduzido no mercado americano pela Materialise, em 2002. A NobelBiocare (Zurique, Suíça) introduziu a tecnologia NobelGuide® para implantes dentários no mercado em 2005. Software de outras empresas, como EasyGuide® (Keystone Dental, Burlington, MA, EUA), VIP Software® (BioHorizons, Birmingham, AL, EUA) e Implant Master® (IDent, Foster City, CA, EUA) também estão disponíveis atualmente no mercado (ORENTILCHER, GOLDSMITH, HOROWITZ, 2010).

O planejamento de implantes inclui exame clínico, encerramento diagnóstico e radiografias. As radiografias convencionais, intrabucais e panorâmicas, são normalmente realizadas e a TCFC é cada vez mais utilizada a fim de fornecer informações detalhadas da anatomia do paciente que também pode ser medido com precisão para o planejamento de implante (GOULET, S.V; FORTIN,T.; THIERRY,A., 2008).

O planejamento de implantes auxiliado por computador, baseado em TCFC ou FBCT, é possível utilizando diferentes softwares. Atualmente sistemas disponíveis no mercado permitem que o paciente use uma prótese planejada com marcadores radiopacos e seja submetido ao exame. A união dos dados anatômicos e informações das próteses, dentro do software permite o planejamento virtual de implantes. Esta abordagem pode ser utilizada para o planejamento virtual ou servir de base para a estruturação de uma guia prototipada para cirurgia minimamente invasiva com a colocação de implantes guiados (RITTER, L, et al., 2011).

Nos casos em que os implantes dentários são projetados em locais de qualidade e quantidade óssea questionável, uma TC pré-operatória mandibular ou maxilar dos rebordos alveolares pode ser de grande benefício para planejar adequadamente o enxerto ósseo. Uma avaliação da área com reconstrução panorâmica é importante na determinação da escolha da técnica de enxertia óssea: em bloco, particulado, elevação do seio maxilar ou distração osteogênica. Se o dentista planejar um guia radiográfico para o paciente, e este fizer uma TC com o guia, o profissional pode importar os dados da tomografia em programas de software como Simplant®. Isso permite a visualização do osso e o planejamento ideal da

prótese. A determinação do local exato, quantidade e volume de osso deficiente, pode ser feita no pré-operatório utilizando o software. Medições do osso disponível podem ser feitas no pré-operatório e depois utilizadas, no momento da cirurgia (ORENTILCHER, GOLDSMITH, HOROWITZ, 2010).

Se a distração osteogênica é planejada, uma reconstrução panorâmica pré-operatória pode auxiliar na determinação do montante de distração alveolar vertical necessária ou um protótipo de estereolitografia pode ser realizado a partir dos dados da TC. Usando esse protótipo, a área a ser alongada, pode ser marcada e o distrator alveolar pré-moldado, simulando uma cirurgia através de criação de osteotomias no protótipo. Isto permite ao cirurgião visualizar o movimento da região a ser alongada. Ajustes podem ser feitos na direção e angulação a ser distraída, alterando o posicionamento do distrator alveolar, antes da cirurgia (ORENTILCHER, GOLDSMITH, HOROWITZ, 2010).

O tratamento de patologias pode exigir extensa remoção de tecido patológico e do osso saudável, deixando defeitos pequenos ou grandes. A reconstrução panorâmica pode ser utilizada localizando lesões, medindo as suas dimensões, avaliando o envolvimento de estruturas nobres e dentes, avaliando os contornos da deformidade e determinando o volume de enxerto ósseo necessário para reconstruir os defeitos. Além disso, os dados de TC são usados na criação de protótipos que auxiliam na marcação da extensão da ressecção cirúrgica, na pré-moldagem de placas de reconstrução com os contornos e na determinação do volume ósseo para a reconstrução. Tudo pode ser realizado no pré-operatório, diminuindo os procedimentos cirúrgicos, minimizando o trauma cirúrgico no paciente (ORENTILCHER, GOLDSMITH, HOROWITZ, 2010).

Um estudo prospectivo comparou a radiografia panorâmica convencional com a TCFC, quanto ao risco cirúrgico de lesão do nervo alveolar inferior (NAI). Foram avaliadas por dois cirurgiões. A amostra foi de quarenta pacientes, com idade média de 27,6 anos, apresentando cinquenta e três terceiros molares inferiores. As radiografias panorâmicas digitais foram realizadas no Soredex Cranex Tome® (Soredex, Helsinki, Finlândia), operada com 81 kV e 10 mA. As imagens foram analisadas no software Digora® (Digora for Windows 2.5 Rev 1, Soredex, Tuusula, Finlândia). As TCFC foram realizadas usando um i-CAT®, sendo a espessura de corte de 1 mm. As imagens foram avaliadas no software i-CAT Vision® (Imaging Sciences International Inc, Hatfield, Pensilvânia, EUA). Após a avaliação da TCFC,

significativamente mais terceiros molares foram reclassificados para um menor risco de lesão do NAI em comparação com as radiografias panorâmicas. Os resultados deste estudo mostram que a TCFC contribuiu para uma melhor compreensão, planejamento e avaliação do risco cirúrgico, quando comparada com a radiografia panorâmica (GHAEMINA et al., 2011).

As medidas virtuais de imagens 3D e das reconstruções panorâmicas no pré-operatório auxiliam num melhor planejamento do caso, gerando informações importantes para o cirurgião. No pós-operatório, a TC permite ao cirurgião avaliar as posições dos segmentos osteotomizados, placas ósseas e parafusos, enxertos ósseos e côndilos mandibulares dentro da fossa glenóide (ORENTILCHER, GOLDSMITH, HOROWITZ, 2010).

Recentemente, uma nova abordagem que integra um enceramento virtual e dados da TCFC está sendo utilizado. Nesse sistema, um escaneamento 3D da superfície da dentição ou prótese é adquirido e combinado aos dados da TCFC. Assim, o efeito é semelhante ao do paciente usando um enceramento. As informações da anatomia pela TCFC e da prótese podem ser exibidas simultaneamente, a fim de fornecer todas as informações necessárias para o planejamento com implantes. Além disso, a produção de guias cirúrgicos e restaurações imediatas são possíveis com os dados registrados (RITTER, L, et al. , 2011).

No estudo realizado por RITTER, L, et al., 2011, para avaliar a acurácia dos planejamentos virtuais e dados de TCFC, foram selecionados dezesseis pacientes com dados de TCFC e do CEREC® (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha). Onde foi realizado um escaneamento de superfície dos modelos de dois dentes mesiais e dois dentes distais à área edêntula a ser operada. Foram analisados ao total sessenta e quatro dentes, e realizadas 1.792 medidas nestes dentes, por dois observadores duas vezes. No planejamento protético foram utilizadas ferramentas do software CEREC. O estudo demonstrou que o processo de registro de dados escaneados associados aos dados da TCFC é viável, com média de acurácia de 0,02 a 0,14 mm.

### 3. PROPOSIÇÃO

#### 3.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a acurácia de reconstruções panorâmicas geradas por diferentes softwares.

#### 3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Tendo-se como padrão ouro as medidas obtidas em mandíbulas secas:

- Avaliar a acurácia e o erro dimensional (absoluto e relativo) de medidas lineares:

- verticais ou horizontais;
- localizadas na região anterior ou posterior da mandíbula;

De reconstruções panorâmicas virtuais geradas pelos softwares:

- DentalSlice® (BioParts – Prototipagem Biomédica, Brasília – DF, Brasil);
- OsiriX Imaging Software® (Pixmeo SARL, Genebra, Suíça).

E obtidas a partir de exames de TC:

- Fan Beam helicoidal (SOMATON Spirit®, Siemens, Erlangen, Alemanha);

Cone Beam (i-CAT, Imaging Sciences International Inc, Hatfield, Pensilvânia, EUA), de três diferentes tamanhos

## 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).

Diagrama: X O1  
O2

### 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 (ANEXO A).

A pesquisa envolveu mandíbulas humanas secas cedidas pela FOUFBA, conforme TERMO DE EMPRÉSTIMO (ANEXO B). Após a conclusão do experimento, as mandíbulas foram devolvidas ao acervo.

### 4.3 POPULAÇÃO E AMOSTRA

Foram selecionadas dez mandíbulas secas humanas do acervo da FOUFBA. Como critérios de inclusão foram observados a integridade da estrutura anatômica das mesmas e, no caso da presença de dentes, 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 trefina de 11,8mm e 7,8mm de diâmetro nas regiões de ângulo e para-sínfise, bilateralmente, que transfixaram toda espessura óssea, somando um total de quatro defeitos em cada peça (Figura 1). 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 coronóide em direção à base mandibular, e a segunda traçada paralela à base da mandíbula, passando 5 mm acima desta. Na região parasinfisária 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 (7,8 mm) nas outras cinco mandíbulas.

#### 4.4.2 Exames de Tomografia Computadorizada

##### TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA FAN BEAM

Cada uma das mandíbulas foi submetida a exame de FBCT (SOMATON Spirit®, Siemens, Erlangen, Alemanha), no setor de Diagnóstico por Imagens do Complexo Hospitalar Universitário Professor Edgar Santos (UFBA), em Salvador – BA (Figura 3). Foram obtidos cortes volumétricos axiais, no modo helicoidal, com espessura de 1,0 mm, 1,0 mm de incremento e pitch de 1,0. Os fatores energéticos empregados foram de 130 KV e 45 mAS, com filtro para osso. O FOV foi inferior a 250 mm e não houve inclinação do gantry. Os cortes axiais estavam 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. As imagens foram exportadas no formato DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) para uma mídia (CD-ROM), onde foram arquivadas.

## TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA CONE BEAM

As mesmas mandíbulas foram submetidas ao exame de TCFC, no aparelho i-CAT® (Figura 4). 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 mm; 0,3 mm 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, e salvos em CD-ROM, no formato DICOM.

## OBTENÇÃO DAS RECONSTRUÇÕES PANORÂMICAS

Os arquivos dos exames, salvos no formato DICOM em mídia eletrônica, foram processados nos softwares: DentalSlice® (BioParts – Prototipagem Biomédica, Brasília – DF, Brasil) e OsiriX Imaging Software® (Pixmeo SARL, Genebra, Suíça), para obtenção das reconstruções panorâmicas virtuais das mandíbulas.

Para serem processadas no software DentalSlice®, os arquivos DICOM foram previamente convertidos em arquivos BPT (BioParts) pelo DentalConverter®. Em cada programa, as etapas para geração das reconstruções foram padronizadas, sendo selecionada a região mais central de cada mandíbula para a construção das imagens panorâmicas. As imagens reconstruídas foram salvas para posterior análise.

O software OsiriX Imaging Software® é disponibilizado gratuitamente no site <http://www.osirix-viewer.com/Downloads.html>, e opera no sistema operacional MacOS (Apple Inc., EUA). O software operou num notebook MacBook®, da Macintosh, com processador Intel Core 2 Duo e monitor widescreen brilhante retroiluminada por LED, de 13 polegadas, resolução de 1000 x 800 e 32 bits.

O software DentalConverter® foi adquirido pela FOUFBA, através do Edital Pró-pesquisa 2009 da FAPESB, BA. E o DentalSlice® é disponibilizado gratuitamente no site <http://bioparts.com.br>, e opera no sistema operacional Windows (Microsoft Corp., EUA). O software operou num computador desktop, com Windows 7® (Microsoft Corp., EUA), com processador Intel Corel i5, com placa de vídeo off-board, monitor de 15 polegadas, SuperVGA (resolução de 1024 x 768 pixels) e 32 bits.

## AFERIÇÃO DA ACURÁCIA DAS RECONSTRUÇÕES MULTIPLANARES

AS medidas lineares dos defeitos ósseos foram realizadas nas mandíbulas secas com auxílio de um paquímetro digital (Série 727- Starrett® Indústria e Comércio LTDA, Itu - São Paulo, Brasil), e nas reconstruções panorâmicas virtuais, com as réguas eletrônicas próprias de cada software. 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 a análise estatística.

As medidas dos defeitos ósseos corresponderam à altura e largura de cada um dos quatro defeitos por mandíbula, que foram assim nomeadas:

Horizontais:

- H1 (largura do defeito ósseo da região para-sinfisária direita);
- H2 (largura do defeito ósseo da região para-sinfisária esquerda).
- H3 (largura do defeito ósseo da região de ramo direito);
- H4 (largura do defeito ósseo da região de ramo esquerdo);

Verticais:

- V1 (altura do defeito ósseo da região para-sinfisária direita);
- V2 (altura do defeito ósseo da região para-sinfisária esquerda).
- V3 (altura do defeito ósseo da região de ramo direito);
- V4 (altura do defeito ósseo da região de ramo esquerdo);

Assim em cada mandíbula foram realizadas quatro medidas horizontais e quatro medidas verticais dos defeitos, num total de oito medidas. Sendo dez diferentes mandíbulas, dois diferentes softwares, e dois tipos de exame de TC, tendo a TCFC três protocolos de tamanho de voxel. No total foram obtidas 640 medidas por cada examinador, em cada uma de suas avaliações.

### 4.5 ANÁLISE DOS DADOS

Inicialmente calculou-se a média das duas medidas obtidas pelo examinador 1 e, considerando-se que os dados apresentavam distribuição normal e igual desvio-padrão, aplicou-se o teste t de Student para amostras pareadas, entre as medidas obtidas da mandíbula seca e as medidas virtuais 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 ou posterior das mandíbulas. O nível de significância adotado foi de 1%.

Em seguida, foram calculados o erro médio 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 virtual  
Média relativa da diferença (%) = valor da mandíbula seca – valor da imagem virtual x  
100%

valor da mandíbula seca

E finalmente foi avaliada a concordância intra e interexaminadores pelo teste de Kendall-c, por se tratar de uma escala contínua, para uma probabilidade de erro de 1%.



Figura 1: Mandíbula seca após confecção dos defeitos ósseos



Figura 2: Confecção do defeito ósseo na região para-sinfisária

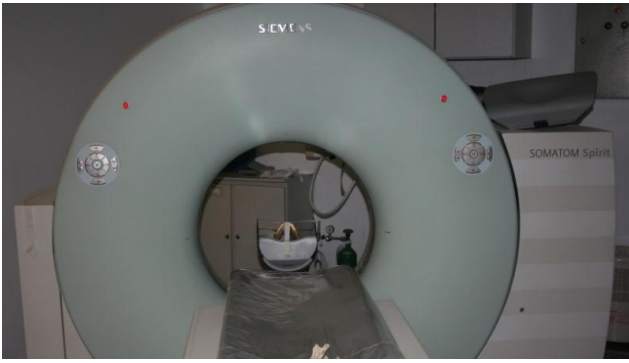


Figura 3 (A, B): Posicionamento da mandíbula seca no aparelho de FBCT

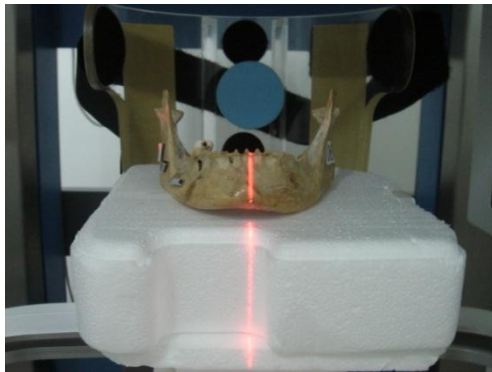


Figura 4: Posicionamento da mandíbula no aparelho de TCFC

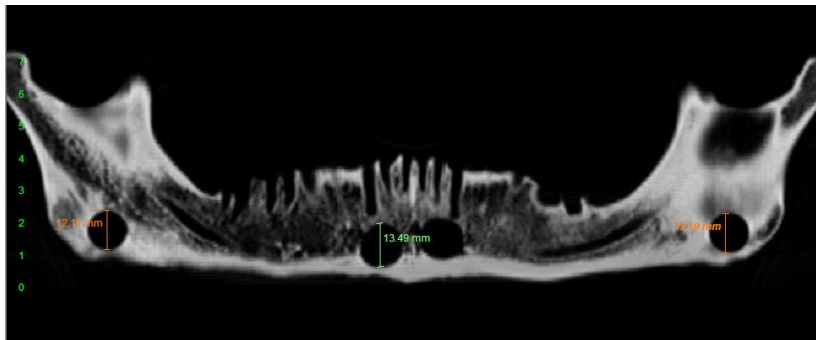


Figura 5: Aferição de distâncias lineares dos defeitos ósseos, em reconstrução panorâmica gerada pelo software DentalSlice®

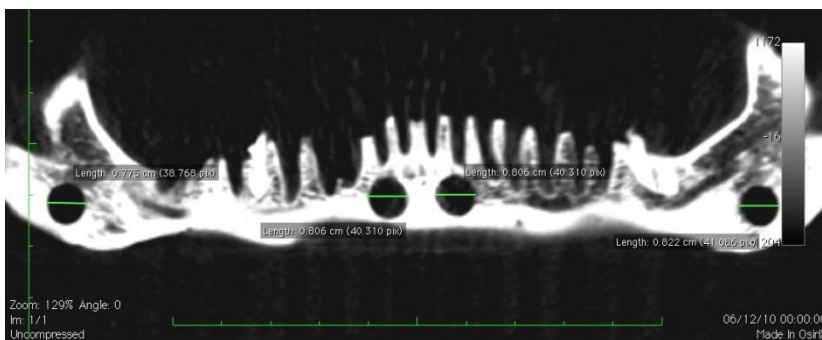


Figura 6: Aferição de distâncias lineares dos defeitos ósseos, em reconstrução panorâmica gerada pelo software OsiriX®

## 5. RESULTADOS

No presente estudo foi avaliada a acurácia de reconstruções panorâmicas virtuais, geradas por dois diferentes softwares, a partir de exames de TC produzidos por um equipamento médico e outro odontológico. Para esta avaliação, foram comparadas medidas lineares, verticais e horizontais, realizadas nas imagens virtuais com as réguas eletrônicas próprias de cada software, com as medidas correspondentes mensuradas nas mandíbulas secas que deram origem aos exames de TC, sendo estas realizadas com um paquímetro eletrônico digital. Estas últimas medidas foram consideradas o padrão-ouro.

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 oito diferentes protocolos, o que determinou a realização de 640 medidas, em cada uma das avaliações. Dessa forma, no total cada avaliador realizou 1.280 medidas eletrônicas. Além dessas, ainda foram obtidas oitenta medidas nas dez diferentes mandíbulas secas, em cada uma das duas avaliações.

Calculada a variabilidade intra-examinador e inter-examinador para as medidas virtuais, obteve-se os valores de 0,72 e 0,64, indicando uma concordância forte e moderada, respectivamente ( $p < 0,001$ ). Quanto às medidas do padrão-ouro obteve-se uma concordância intra-examinador de 0,90, considerada correlação muito forte ( $p < 0,001$ ).

Para os cálculos estatísticos, utilizou-se as médias das duas medidas realizadas apenas pelo avaliador 1. Avaliando-se inicialmente as medidas obtidas dos exames de TCFC, com três diferentes tamanhos de voxel, observa-se que apenas nas medidas realizadas nas imagens de 0,4 mm processadas pelo software Osirix®, não houve diferença estatística significativa em relação às medidas obtidas das mandíbulas secas originais, consideradas o padrão-ouro. Os dados podem ser observados na Tabela 1.

Tabela 1: Comparação das distâncias lineares obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens panorâmicas virtuais, geradas por dois diferentes softwares, a partir de imagens de TCFC de diferentes espessuras

Software	Tamanho do voxel (TCFC)	n	Valor de p
DentalSlice®	0,2 mm	80	p< 0,01*
	0,3 mm	80	p< 0,01*
	0,4 mm	80	p< 0,01*
Osirix®	0,2 mm	80	p< 0,01*
	0,3 mm	80	p< 0,01*
	0,4 mm	80	p= 0,32

\*diferença estatística

Comparando-se as medidas obtidas das mandíbulas secas com aquelas realizadas nas imagens panorâmicas virtuais geradas pelos mesmos softwares, a partir de TC fan beam, com espessura de 1,0 mm, observa-se que não houve diferença estatística quando o software Osirix® foi utilizado para gerar as imagens panorâmicas. Os dados são mostrados na Tabela 2.

Tabela 2: Comparação das distâncias lineares obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens panorâmicas virtuais, geradas por dois diferentes softwares, a partir de imagens de TC fan beam

Software	Tamanho do voxel (TC fan beam)	n	Valor de p
DentalSlice®	1,0 mm	80	p< 0,01*
Osirix®	1,0 mm	80	p= 0,08

\*diferença estatística



Quando as medidas aferidas foram separadas entre horizontais e verticais, os resultados foram semelhantes aos já descritos e podem ser observados nas Tabelas 3 e 4.

Tabela 3: Comparação das distâncias lineares, horizontais ou verticais, obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens panorâmicas virtuais, geradas por dois diferentes softwares, a partir de imagens de TCFC de diferentes tamanhos de voxel

Software	Tamanho do voxel (TCFC)	N	Valor de p	
			Medidas horizontais	Medidas verticais
DentalSlice®	0,2 mm	40	p< 0,01*	p< 0,01*
	0,3 mm	40	p< 0,01*	p< 0,01*
	0,4 mm	40	p< 0,01*	p< 0,01*
Osirix®	0,2 mm	40	p< 0,01*	p< 0,01*
	0,3 mm	40	p< 0,01*	p= 0,02
	0,4 mm	40	p= 0,45	p= 0,52

\*diferença estatística

Tabela 4: Comparação das distâncias lineares, horizontais ou verticais, obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens panorâmicas virtuais, geradas por dois diferentes softwares, a partir de imagens de TC fan beam

Software	Tamanho do voxel (TCFC)	N	Valor de p	
			Medidas horizontais	Medidas verticais
DentalSlice®	1,0 mm	40	p< 0,01*	p< 0,01*
Osirix®	1,0 mm	40	p= 0,74	p= 0,05

\*diferença estatística

Adicionalmente, as mensurações foram ainda divididas de acordo com a região mandibular da onde foram obtidas. Assim, compararam-se as distâncias aferidas na região anterior da mandíbula (região para-sinfisária) nas imagens virtuais, separadamente daquelas aferidas na região posterior da mandíbula (no ramo mandibular), em relação às suas medidas correspondentes obtidas das mandíbulas secas. Mais uma vez, percebe-se que a maioria das medidas realizadas no software Osirix® não diferiram significativamente das medidas do padrão-ouro. Ademais, aquelas medidas realizadas na região posterior das imagens geradas a partir do software DentalSlice® também não mostraram diferença significativa das medidas do padrão ouro. Os dados são exibidos nas Tabelas 5 e 6.

Tabela 5: Comparação das distâncias lineares, das regiões anterior e posterior da mandíbula, obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens panorâmicas virtuais, geradas por dois diferentes softwares, a partir de imagens de TCFC de diferentes espessuras

Software	Tamanho do voxel (TCFC)	N	Valor de p	
			Medidas da região anterior	Medidas da região posterior
DentalSlice®	0,2 mm	40	p < 0,01*	p = 0,03
	0,3 mm	40	p < 0,01*	p = 0,01
	0,4 mm	40	p < 0,01*	p = 0,03
Osirix®	0,2 mm	40	p < 0,01*	p = 0,20
	0,3 mm	40	p = 0,01	p < 0,01*
	0,4 mm	40	p = 0,38	p = 0,66

\*diferença estatística

Tabela 6: Comparação das distâncias lineares, das regiões anterior e posterior da mandíbula, obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens panorâmicas virtuais, geradas por dois diferentes softwares, a partir de imagens de TC fan beam

Software	Tamanho de voxel (TCFC)	N	Valor de p	
			Medidas da região anterior	Medidas da região posterior
DentalSlice®	1,0 mm	40	p< 0,01*	p= 0,06
Osirix®	1,0 mm	40	p= 0,09	p= 0,06

\*diferença estatística

Além das comparações acima descritas, foi ainda calculado o erro absoluto e relativo dos diferentes protocolos de geração de imagem panorâmica do presente estudo, de acordo com CHOI et al. (2002), SILVA et al. (2008) e IBRAHIM et al. (2009). Para as imagens obtidas a partir da TCFC, o erro relativo variou de 1,34 a 7,98%, a depender da espessura do corte e do software utilizado. Já para as imagens geradas a partir da TC médica, esse erro foi de 5,27 ou 5,39%, a depender do software empregado. Esses dados são mostrados nos Quadros 1 e 2.

Quadro 1: Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas imagens panorâmicas virtuais, obtidas por diferentes softwares, a partir de TCFC com diferentes espessuras de corte, tendo-se as medidas da mandíbula seca como padrão-ouro.

Software	Tamanho do voxel (TCFC)	Erro dimensional absoluto (mm)	Erro dimensional relativo (%)
DentalSlice®	0,2 mm	0,76	7,98
	0,3 mm	0,65	6,87
	0,4 mm	0,49	5,21
Osirix®	0,2 mm	0,68	7,28

	0,3 mm	1,13	1,34
	0,4 mm	0,66	6,33

Quadro 2: Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas imagens panorâmicas virtuais, obtidas por diferentes softwares, a partir de TC médica, tendo-se as medidas da mandíbula seca como padrão-ouro.

Software	Erro dimensional absoluto (mm)	Erro dimensional relativo (%)
DentalSlice®	0,53	5,39
Osirix®	0,51	5,27

Segmentando esta análise a depender da direção da distância aferida (se horizontal ou vertical) ou ainda da sua localização na mandíbula (região parasinfisária ou no ramo mandibular), os resultados obtidos em relação ao erro dimensional são semelhantes e exibidos nos Quadros 3 a 6.

Quadro 3: Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas imagens panorâmicas virtuais, horizontais ou verticais, obtidas por diferentes softwares, a partir de TCFC de diferentes espessuras, tendo-se as medidas da mandíbula seca como padrão-ouro.

Software	Tamanho do voxel (TCFC)	Medidas horizontais		Medidas verticais	
		Erro dimensional absoluto (mm)	Erro dimensional relativo (%)	Erro dimensional absoluto (mm)	Erro dimensional relativo (%)
DentalSlice®	0,2 mm	0,70	7,48	0,82	8,49
	0,3 mm	0,64	6,81	0,67	6,93
	0,4 mm	0,49	5,32	0,50	5,10
Osirix®	0,2 mm	0,70	7,49	0,66	7,07
	0,3 mm	0,12	1,17	0,15	1,52
	0,4 mm	0,65	6,32	0,67	6,35

Quadro 4: Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas imagens panorâmicas virtuais, horizontais ou verticais, obtidas por diferentes softwares, a partir de TC médica, tendo-se as medidas da mandíbula seca como padrão-ouro.

Software	Tamanho do voxel (TC fan beam)	Medidas horizontais		Medidas verticais	
		Erro dimensional absoluto (mm)	Erro dimensional relativo (%)	Erro dimensional absoluto (mm)	Erro dimensional relativo (%)
DentalSlice®	1,0 mm	0,48	5,01	0,57	5,77
Osirix®	1,0 mm	0,46	4,64	0,56	5,90

Quadro 5: Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas imagens panorâmicas virtuais, das regiões anterior e posterior da mandíbula, obtidas por diferentes softwares, a partir de TCFC de diferentes espessuras, tendo-se as medidas da mandíbula seca como padrão-ouro.

Software	Tamanho do voxel (TCFC)	Medidas da região anterior		Medidas da região posterior	
		Erro dimensional absoluto (mm)	Erro dimensional relativo (%)	Erro dimensional absoluto (mm)	Erro dimensional relativo (%)
DentalSlice®	0,2 mm	1,08	11,47	0,44	4,50
	0,3 mm	0,98	10,49	0,32	3,25
	0,4 mm	0,64	6,84	0,35	3,58
Osirix®	0,2 mm	0,93	10,24	0,44	4,33
	0,3 mm	0,16	1,55	0,11	1,13
	0,4 mm	0,86	8,29	0,46	4,38

Quadro 6: Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas imagens panorâmicas virtuais, das regiões anterior e posterior da mandíbula, obtidas por diferentes softwares, a partir de TC médica, tendo-se as medidas da mandíbula seca como padrão-ouro.

Software	Tamanho do voxel (TC fan beam)	Medidas da região anterior		Medidas da região posterior	
		Erro dimensional absoluto (mm)	Erro dimensional relativo (%)	Erro dimensional absoluto (mm)	Erro dimensional relativo (%)
DentalSlice®	1,0 mm	0,74	7,58	0,31	3,20
Osirix®	1,0 mm	0,64	6,89	0,38	3,65

## 6. DISCUSSÃO

Na literatura, os estudos que avaliam a acurácia de reconstruções 3D virtuais e biomodelos, oriundos de imagens de TC, são relativamente comuns. Adversamente, são escassos os estudos que avaliam a qualidade de reconstruções panorâmicas geradas por diferentes softwares, a partir de exames de TC, embora esta reconstrução seja hoje amplamente difundida entre os cirurgiões-dentistas.

A utilização, por exemplo, do software DentalSlice® tem sido largamente utilizado na implantodontia, auxiliando no planejamento do caso, servindo de base para o planejamento de uma guia prototipada, otimizando o posicionamento do implante e podendo até ter papel didático ao demonstrar a cirurgia virtual ao paciente (GOULET, FORTIN, THIERRY, 2008; ORENTILCHER, GOLDSMITH, HOROWITZ, 2010).

Dentre os vários tipos de reconstruções passíveis de serem geradas após aquisição de dados volumétricos por equipamentos de TC, sejam eles da área médica ou odontológica, parece consenso que são as imagens panorâmicas as mais largamente utilizadas na Odontologia, particularmente entre implantodontistas. Isto se deve à necessidade de avaliar a quantidade de osso disponível e relação com as estruturas anatômicas adjacentes diante de um planejamento reabilitador com implantes dentários.

Apesar de ser bem estabelecida a superioridade da TC em relação à radiografia panorâmica (BRINK, 1995; GARVEY, HANLON, 2002), principalmente devido à ampliação e distorção inerentes a essa técnica, aliado à impossibilidade de avaliar a espessura e a qualidade ósseas, os estudos encontrados são limitados no que diz respeito ao tipo de aparelho de TC, ou do tamanho do voxel da imagem, ou mesmo em relação aos softwares e ferramentas nestes disponíveis. Isso é particularmente preocupante uma vez que os procedimentos de implantodontia estão cada vez mais frequentes e muitas vezes são realizados em situações de exiguidade de tecido ósseo, com processos alveolares extremamente atroficos, onde diferenças milimétricas no comprimento dos implantes poderiam determinar falhas no processo. Dessa forma, torna-se importante uma discussão sobre os melhores protocolos que poderiam gerar imagens mais confiáveis e seguras nos tratamentos odontológicos desta natureza.

A acurácia e precisão das medidas das reconstruções panorâmicas, obtidas por diferentes softwares de imagem, e diferentes tipos de tomografias, são ainda objeto de questionamentos (KOBAYASHI et al., 2004; GOULET, FORTIN, THIERRY, 2008; EGGERS et al., 2008; LUDLOW et al., 2007). A reconstrução panorâmica pode apresentar alterações a depender do processo de aquisição de imagem, no tamanho do voxel ou devido ao processamento da imagem pelo software (LUDLOW et al., 2007; GOULET, FORTIN, THIERRY, 2008; HASHIMOTO et al., 2006; KOBAYASHI et al., 2004; SCARFE, FARMAN, 2006). As características do aparelho de TC e o protocolo de aquisição também influenciam na resolução e na qualidade da imagem tomográfica (HASHIMOTO et al., 2006).

No presente trabalho, tentou-se avaliar diferentes variáveis que interferem nesse processo, que agora serão devidamente discutidas. Em relação ao tipo de aparelho utilizado, nota-se que o erro dimensional observado nas imagens da TCFC eram maiores ou semelhantes ao erro das imagens da FBCT. Porém destaca-se que as imagens do aparelho médico tinham mais que o dobro de espessura, em relação às imagens da TCFC. Isso pode indicar que com tamanhos de voxel iguais, o desempenho das TCs médicas deverá ser superior. No estudo de Hashimoto et al (2006) as imagens da TCFC foram consideradas subjetivamente de maior qualidade em relação às imagens de TC médica. Neste ponto porém cabe a reflexão que imagens com melhor resolução espacial, são visualmente mais nítidas e portanto consideradas superiores, porém o impacto de uma melhor nitidez no diagnóstico precisa ser estudada.

Pesquisas que calculem o erro dimensional em reconstruções 3D ou em biomodelos é mais frequente que em reconstruções panorâmicas. A diferença média absoluta no estudo de TIMOCK et al. (2011) foi de 0,30mm para a altura óssea vestibular em reconstrução bimensional, cortes sagital. Já o trabalho de MISCHKOWSK et al. (2009) encontrou uma diferença absoluta média de 0,26 mm, comparando medidas diretas com medidas de TCFC, em reconstruções multiplanares. Todos esses estudos foram realizado com crânios secos. No presente estudo, o erro absoluto foi 0,49 a 1,11 mm nas imagens da TCFC e de 0,51 a 0,53 mm na FBCT. Esses erros podem ser considerados pequenos e até mesmo irrelevantes na prática clínica, com provavelmente pouco impacto na decisão terapêutica. Dessa forma, pode-se considerar que as medidas aferidas nas reconstruções panorâmicas no presente estudo são confiáveis.



Pode-se notar que entre os dois softwares avaliados, o Osirix® parece ter demonstrado uma maior precisão, em relação às medidas realizadas no DentalSlice®, na grande maioria das vezes. Fica a dúvida se esta relativa superioridade é resultante do próprio programa, ou decorrente do sistema operacional usado em cada um deles (Macintosh ou Windows, respectivamente). Por este mesmo motivo, os computadores utilizados foram diferentes, com monitores distintos. Mesmo com uma resolução do monitor semelhante, destaca-se que o monitor do notebook da Macintosh possuía adicionalmente uma retroiluminação a LED, que pode ter influenciado nestes resultados. Esse monitor também era menor (treze polegadas em comparação com o desktop com quinze polegadas) o que altera para melhor a nitidez da imagem.

Outro aspecto avaliado foi em relação aos diferentes tamanhos de voxel das imagens da TCFC, e surpreendentemente, na grande maioria das vezes, voxels menores aumentaram o erro das medidas. Isso parece um paradoxo, porém há de ser lembrado que o volume de dados gerados quando os exames têm voxels menores é muito grande, e talvez isso de alguma forma prejudique a funcionalidade dos softwares, deteriorando seu desempenho. Na literatura pesquisada, estudos que avaliem essa variável são escassos. No estudo de LIBRIZZI et al. (2011), imagens com menor tamanho de voxel melhoraram a detecção de erosões na ATM. De forma semelhante, no estudo de BAUMAN et al. (2011), a visualização de canal mesiovestibular em molares superiores foi melhor com o aumento da resolução da imagem de TCFC. Na detecção de fraturas radiculares verticais, OZER (2011) concluiu que imagens com menor tamanho de voxel apresentaram melhor acurácia. No estudo de NEVES et al. (2011) no diagnóstico de reabsorções radiculares externas, as imagens com menor tamanho de voxel foram superiores. Nota-se entretanto que nos estudos citados, a avaliação foi feita nos softwares dos próprios aparelhos de TCFC e que vários tipos de reconstruções de imagens foram usadas nas avaliações.

Quanto à direção da medida realizada, parece certo afirmar que esta foi influenciada pelo software utilizado. Isso porque tanto as medidas horizontais quanto verticais aferidas pelo Osirix® foram mais próximas das medidas das mandíbulas secas, que aquelas obtidas do DentalSlice®. No estudo de TIMOCKI et al. (2011), entretanto, as medidas verticais foram mais acuradas que as horizontais, embora tenham sido obtidas com o software Dolphin®. Nas radiografias

panorâmicas sabe-se que as distorções das medidas horizontais são maiores, devido ao próprio método de aquisição da imagem.

Já em relação à região na qual as distâncias foram medidas (se na região anterior ou posterior da mandíbula), houve uma discreta superioridade das medições realizadas na região posterior da mandíbula. O software também influenciou este resultado, pois com o Osirix®, até mesmo as medidas realizadas na região parassinfisária não apresentaram diferença estatística em relação ao padrão-ouro. A região anterior é uma região mais curva, o que pode ter gerado distorções no processo de reconstrução pelo software.

E finalmente, em relação à concordância intra e interexaminadores, encontra-se na literatura correlações variando de 0,84 a 0,97 (KAMBUROGLU et al., 2009), ou 0,73 a 0,90 (SUN et al., 2011). No presente estudo esses valores foram de 0,72 e 0,64. Isso demonstra que as medidas são dependentes do operador, e mesmo que sua reprodutibilidade intra-examinador seja forte, a variabilidade interexaminador é maior. Este é um ponto importante, pois muitas vezes as medidas nas reconstruções panorâmicas são realizadas pelo próprio cirurgião-dentista, e não pelo radiologista, que algumas vezes pode não ter uma experiência muito grande na execução desta tarefa e assim aumentar o erro da mensuração.

É certo que as dúvidas suscitadas com esta pesquisa são maiores que as respostas obtidas. Assim, urge a realização de novos estudos, avaliando por exemplo o erro dimensional nas aferições realizadas nos próprios softwares dos aparelhos de TC e em outros softwares, assim como com imagens de FBCT de menor espessura.

## 7. CONCLUSÕES

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

- As distâncias mensuradas em reconstruções panorâmicas obtidas de FBCT e TCFC são confiáveis, mesmo as primeiras tendo sido obtidas com voxel de maior tamanho;
- As distâncias lineares aferidas no software Osirix® apresentaram menor erro, em comparação com o DentalSlice®;
- Voxels de maiores tamanhos, nas imagens da TCFC, tenderam a diminuir o erro dimensional;
- Distâncias verticais e horizontais foram igualmente acuradas;
- Distâncias aferidas na região posterior da mandíbula apresentaram menor erro que as da região parassinfisária;
- As medidas são examinador-dependentes.

## REFERÊNCIAS

- ABRAHAMMS JJ. Dental CT Imaging: A Look at the Jaw. *Radiology*, 219: 334–345, 2001.
- ANDRADE, L C S, SARMENTO, V A. Avaliação da acurácia de biomodelos de prototipagem rápida na determinação de medidas lineares e dimensionais mandibulares: Estudo experimental in vitro. Tese mestrado, Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2008.
- ALDER, M. E. A comparison of three-dimensional computed tomography scans and stereolithographic models for evaluation of craniofacial anomalies. *Int. J. oral Maxillofac. Surg*, v. 54, p. 411-2, 1996.
- ASSAEL, L. A. Clinical aspects of imaging in maxillofacial trauma. *Radiologic Clinics of North America*, v. 31, n. 1, p. 209 – 220, 1993.
- BAUMAN, R. et al. Ex vivo detection of mesiobuccal canals in maxillary molars using CBCT at four different isotropic voxel dimensions, *International Endodontic Journal*, 44, 752–758, 2011.
- BRINK, J. A. Technical aspects of helical (spiral). *Radiol. Clin. North America*. Philadelphia, v. 33, n. 5, p. 825-41, sept., 1995.
- CAVALCANTI, M. G. P. Tomografia computadorizada: reconstruções em 2D e em 3D. In: FREITAS, A.; ROSA, J. E.; SOUZA, I. F. *Radiologia odontológica*. 5.ed. São Paulo: Artes Médicas, 2000. Cap. 37, p. 681-726.
- CHOI, JY et al. Analysis of errors in medical rapid prototyping models. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg*, 31: 23–32, 2002.
- FONSECA, R. J.; WALKER, R.V. *Oral and Maxillofac. Trauma*. 2ª Ed.. Philadelphia: Saunders Company, p. 391-418, 1997.
- FOX, LA, et al. Diagnostic performace of CT, MPR and 3DCT imaging in maxillofacial trauma, *Computerized Medical Imaging and Graphis*, v.19, n5, pp. 385-395, 1995.
- EGGERS, G et al. Geometric accuracy of digital volume tomography and conventional computed tomography. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 46, 639–644 2008.
- HAAGA, J.R. et al. Tomografia computadorizada e ressonância magnética do corpo humano. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996, 763p.
- HASHIMOTO, K. et al. Diagnostic efficacy of three-dimensional images by helical CT for lesions in the maxillofacial region. *J Oral Sci*, v. 42, n. 4, p. 211 – 219, 2000.
- HUET, P. et al. Les cinq incidences radiographiques conventionnelles nécessaires et suffisants pour l'eploration de l'os zygomatique. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*, v. 97, n. 6, p. 352 – 364, 1996.
- GARVEY, C. J.; HANLON, R. Computed tomography in clinical practice. *BMJ.*, v. 324, n. 4, p. 1077-80, may, 2002.

GHAEMINA, H, et al. The use of cone beam CT for the removal of wisdom teeth changes the surgical approach compared with panoramic radiography: a pilot study. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg*, 40: 834–839, 2011.

GOULET, S.V; FORTIN, T.; THIERR, A. Accuracy of linear measurement provided by cone beam computed tomography to assess bone quantity in posterior maxilla: a human cadaver study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, v.10, (4) p.226-230, 2008.

LAINE, F. J. Trauma maxilofacial. In: *Tomografia computadorizada e ressonância magnética do corpo humano*, Cap. 12, p. 349 – 365, 1998.

LEUNG, CC et al. Accuracy and reliability of cone beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 137(Suppl):109-19, 2010.

LIANG X, et al. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT). Part I. On subjective image quality. *Eur J Radiol*, v3, 2009.

LIBRIZZI, ZT et al. Cone-beam computed tomography to detect erosions of the temporomandibular joint: Effect of field of view and voxel size on diagnostic efficacy and effective dose *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.140, n1, p.25-30, july, 2011.

LOUBLE M, et al. A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 22: 446-54, 2007.

LUDLOW, JB., et al. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 103: p. 534-42, 2007.

KAMBUROGLU K et al. Measurements of mandibular canal region obtained by cone-beam computed tomography: a cadaveric study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 107:34-42, 2009.

KOBAYASHI, K et al. Accuracy in Measurement of Distance Using Limited Cone-Beam Computerized Tomography *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19:228–231, 2004.

MEURER, E. et al. Biomodelos de prototipagem rápida em Cirurgia em CTBMF. *Revista Brasileira de Cirurgia e Periodontia*, v. 3, n. 1, p. 172-80, 2003.

MEURER, E.; et al. Os biomodelos de prototipagem rápida em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial. *Revista de Odontologia - RO*, v. 7, n. 5, p. 494-528, 2007.

MEURER, MI.; et al. Aquisição e manipulação de imagens por tomografia computadorizada da região maxilofacial visando à obtenção de protótipos biomédicos. *Radiol Bras*, v.41, n.1, p. 49–54, 2008.

MORITZ, M. et al. Indication et pertinence de la tomodensitométrie 3D lors de fractures pan-faciales. *Acta Stomatol Belg*, v. 91, n. 3, p. 163 – 168, 1994.

NAITOH, M; et al. Comparison between cone beam and multislice computed tomography depicting mandibular neurovascular canal structures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 109: 25-31, 2010.

NAITOH M, et al. Observation of bifid mandibular canal using cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24(1): 155-9.

NEVES, FS et al. Evaluation of reconstructed images with different voxel sizes of acquisition in the diagnosis of simulated external root resorption using cone beam computed tomography, *International Endodontic Journal*, September, 2011.

ORENTILCHER, G.; GOLDSMITH,D.; HOROWITZ, A. Applications of 3-Dimensional Virtual Computerized Tomography Technology in Oral and Maxillofacial Surgery: Current Therapy. *J Oral Maxillofac Surg*, 68, p.1933-1959, 2010.

OZER, SY. Detection of Vertical Root Fractures by Using Cone Beam Computed Tomography with Variable Voxel Sizes in an In Vitro Model, *JOE — Volume 37*, Number 1, January, 2011.

RITTER, L, et al. Registration accuracy of three- dimensional surface and cone beam computed tomography data for virtual implant planning, *Clin. Oral Impl. Res*, p.1-6, 2011.

ROMANS, L. E. Introduction to computed tomography. Philadelphia: Williams & Wilkins, 1995, 108 p.

TIMOCK, AM, et al., Accuracy and reliability of buccal bone height and thickness measurements from cone-beam computed tomography imaging, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 140 , n.5, 2011.

SCARFE WC, FARMAN AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin N Am*, 2:707-30,2008.

SCARFE WC, FARMAN AG, SUKOVIC P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc*, 72:75–80, 2006.

SEITZ, H. et al. Rapid Prototyping models for surgical planning with hard and soft tissue representation. *International Congress Series*, v. 1268, p. 567-572. 2004.

SHERRAD JF et al. Accuracy and reliability of tooth and root lengths measured on cone-beam computed tomographs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 137(Suppl):100-8 2010.

SUGAR, A.; BIBB, R.; MORRIS, C.; PARKHOUSE, J. The development of a collaborative medical modeling service: organizational and technical considerations. *British Journal of oral and Maxillofacial Surgery*, v. 42, p. 323-330, 2004.

SUN Z, et al. Effect of bone thickness on alveolar bone-height measurements from cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 139 :117-27, 2011.

WINDER, J.; BIBB, R. Medical Rapid Prototyping Technologies : State of the Art and Current Limitations for Application in Oral and Maxillofacial Surgery. *J Oral Maxillofac Surg*, v.63, p. 1006-1015, 2005.

WEGENER, O.H. Whole Bod Computed Tomography. Cambridge: Blackwell Scientific Publications. 2<sup>a</sup> ed., 683 p., 1993.

YAMADA, T et al. Beam Computed Tomography in Lower Third Molar Region. J Oral Maxillofac Surg, 69:1278-1282, 2011.



**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, CAAF 0010.0.368.000-10.

Salvador, 21 de setembro de 2010.

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



## ANEXO B



UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Rua Araújo Pinho, 62 – Canela CEP. 40.110-150 Salvador- Bahia  
Tel. (071) 32838964/8863 FAX 32838962- [odo@ufba.br](mailto:odo@ufba.br)

## DECLARAÇÃO

Declaro para devidos fins, que disponibilizamos 10 (dez) mandíbulas secas humanas, existentes em nosso acervo, para a realização de projeto de pesquisa intitulado: “AVALIAÇÃO DA FIDELIDADE DE RECONSTRUÇÕES MULTIPLANARES E TRIDIMENSIONAIS DOS MAXILARES EM DIFERENTES SOFTWARES – ESTUDO EXPERIMENTAL COM MANDÍBULAS HUMANAS SECAS” cujos pesquisadores são os alunos do Mestrado em Odontologia da UFBA Rodrigo Tavares Bomfim e Poliana Andrade Pimentel, os quais são orientados pela professora Dra. Viviane Almeida Sarmento. Ressaltamos que as mesmas serão devolvidas após a conclusão do experimento.

Salvador, 30 de abril de 2010.

Profa. Dra. Maria Isabel Pereira Vianna.  
Diretora da FOUFBA.