



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

Poliana Andrade Pimentel

**AVALIAÇÃO DA ACURÁCIA DE RECONSTRUÇÕES 3D  
GERADAS POR DIFERENTES *SOFTWARES* E TOMÓGRAFOS:  
ESTUDO EXPERIMENTAL *EX VIVO***

Salvador

2011



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

Poliana Andrade Pimentel

**AVALIAÇÃO DA ACURÁCIA DE RECONSTRUÇÕES 3D POR  
DIFERENTES *SOFTWARES* E TOMÓGRAFOS: ESTUDO  
EXPERIMENTAL *EX VIVO***

Dissertação apresentado ao Programa de Mestrado em Odontologia da Universidade Federal da Bahia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Odontologia - área de concentração Clínica Odontológica.

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

Salvador

2011

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

P644 Pimentel, Poliana Andrade  
Avaliação da acurácia de reconstruções 3d por diferentes softwares e tomógrafos: estudo experimental ex vivo/ Poliana Andrade Pimentel. – Salvador, 2011.  
67 f.  
Orientadora: Profª Drª Viviane Almeida Sarmiento.  
Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal da Bahia. Escola de Odontologia, 2011.

1. Odontologia. 2. Reconstrução Tridimensional. 3. Prototipagem Rápida. 4. Tomografia Computadorizada. I. Sarmiento, Viviane Almeida. II. Universidade Federal da Bahia. III. Título.

CDU 616-314



UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
MESTRADO EM ODONTOLOGIA

ATA DA SESSÃO PÚBLICA DO COLEGIADO  
DO MESTRADO EM ODONTOLOGIA

Aos dezesseis dias do mês de dezembro de dois mil e onze, reuniu-se em sessão pública o Colegiado do Mestrado em Odontologia, com a finalidade de apreciar a Defesa de Dissertação de Mestrado da **C.D. Poliana Andrade Pimentel**, através da comissão julgadora composta pelos Professores: Viviane Almeida Sarmiento, Patrícia Leite Ribeiro Lamberti, Izabel Regina Fischer Rubira Bullen. O título do trabalho apresentado foi: **“AVALIAÇÃO DA ACURÁCIA DE RECONSTRUÇÕES TRIDIMENSIONAIS GERADAS POR DIFERENTES SOFTWARES E TOMÓGRAFOS: ESTUDO EXPERIMENTAL IN VITRO COM MANDÍBULAS SECAS HUMANAS”**. Ao final os membros da comissão emitiram os seguintes pareceres.

Profa. Dra. Viviane Almeida Sarmiento Aprovada com Distinção

Profa. Dra. Patrícia Leite Ribeiro Lamberti Aprovada com Distinção

Profa. Dra. Izabel Regina Fischer Rubira Bullen Aprovada com Distinção

Franqueada a palavra como ninguém mais desejasse fazer uso da mesma lavrou-se a presente ata, que após lida e achada conforme, foi assinada por todos.

Salvador, 16 de dezembro de 2011.

Profa. Dra. Viviane Almeida Sarmiento [Assinatura]

Profa. Dra. Patrícia Leite Ribeiro Lamberti [Assinatura]

Profa. Dra. Izabel Regina Fischer Rubira Bullen [Assinatura]

“Entre essas linhas, assim como eu, tenho certeza que em alguma delas, você reconhecerá o quanto temos que evoluir pra nos tornarmos o então “SER PERFEITO”!

A estrada é tão longa, companheiro (a)!

Depois de tudo isso...

De modelo?

Não temos muito, quase nada...

E o espelho?

Fundamental no rumo para uma mais humana caminhada!”

Lorena Dantas  
(Amiga eterna)

## DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Dulcinéia e Paulo, a minha avó Maria Edméa, e ao meu irmão Diogo, sempre eternos na minha vida.

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

À Profª Drª Viviane Sarmiento (Vvs) – exemplo não apenas de competência, generosidade e profissionalismo, que todos já conhecem, mas exemplo de pessoa que me espelha e que sempre quero por perto, com uma alegria e simplicidade contagiante- agradeço, imensamente, a toda atenção, aprendizado e confiança recebida.

## **AGRADECIMENTOS**

A toda minha família por todo o companheirismo, apoio e alegrias.

A Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia

Ao Centro de Estudo e Pesquisa Odontológica da Vitória (CEPOV) e a Profª Drª Clarissa Gurgel, Profª Drª Iêda Rebello, pela oportunidade de me inserir na área da pesquisa científica, contribuindo para o meu crescimento acadêmico em especial aos coordenadores deste grupo Leonardo Provedel e Viviane Sarmiento.

A todos dos meus professores do Mestrado pela dedicação e ensinamentos.

Aos colegas de curso pela convivência, amizade e cumplicidade.

À Suely, secretária do mestrado, pelo apoio administrativo.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado da Bahia- FAPESB, pelo apoio financeiro.

A todos da clínica Laser Clinic, desafio imenso em minha vida, agradeço pelo apoio nos meus momentos ausentes.

Aos todos os meus amigos, pelo imenso apoio, alegrias e distrações.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Mandíbula seca após confecção dos defeitos ósseos	38
Figura 2: Confecção do defeito ósseo na região para-sinfisária	38
Figura 3: Aferição da distância vertical do defeito ósseo na região posterior da mandíbula seca com o paquímetro digital	38
Figura 4 (A, B): Posicionamento da mandíbula seca no aparelho de TC <i>fan beam</i>	38
Figura 5: Posicionamento da mandíbula no aparelho de TCFC	38
Figura 6: Aferição de distâncias lineares dos defeitos ósseos, em reconstrução 3D gerada pelo <i>software</i> Invesalius®	39
Figura 7: Aferição de distâncias lineares dos defeitos ósseos, em reconstrução pseudo-3D (MIP) gerada pelo <i>software</i> OnisViewer®	39
Figura 8: Aferição de distâncias lineares dos defeitos ósseos, em reconstrução 3D gerada pelo <i>software</i> 3D Doctor®	40
Figura 9: Aferição de distâncias lineares dos defeitos ósseos, em reconstrução 3D gerada pelo <i>software</i> OsiriX®	40

## LISTA DE TABELAS E QUADROS

- Tabela 1: Comparação das distâncias lineares obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens 3D virtuais, geradas por quatro diferentes *softwares*, a partir de imagens de TCFC de diferentes espessuras 42
- Tabela 2: Comparação das distâncias lineares obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens 3D virtuais, geradas por quatro diferentes *softwares*, a partir de imagens de TC *fan beam* 42
- Tabela 3: Comparação das distâncias lineares, horizontais ou verticais, obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens 3D virtuais, geradas por quatro diferentes *softwares*, a partir de imagens de TCFC de diferentes espessuras 43
- Tabela 4: Comparação das distâncias lineares, horizontais ou verticais, obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens 3D virtuais, geradas por quatro diferentes *softwares*, a partir de imagens de TC *fan beam* 44
- 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 3D virtuais, geradas por quatro diferentes *softwares*, a partir de imagens de TCFC de diferentes espessuras 45
- 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 3D virtuais, geradas por quatro diferentes *softwares*, a partir de imagens de TC *fan beam* 45

- Quadro 1: Média e desvio-padrão de todas as medidas realizadas a 43  
dependem do tipo de tomógrafo, *software* e tamanho do *voxel*  
utilizado
- Quadro 2: Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas 46  
imagens 3D virtuais, obtidas por diferentes *softwares*, a partir de  
TCFC com diferentes espessuras de corte, tendo-se as medidas  
da mandíbula seca como padrão-ouro
- Quadro 3: Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas 47  
imagens 3D virtuais, obtidas por diferentes *softwares*, a partir de  
TC médica, tendo-se as medidas da mandíbula seca como  
padrão-ouro
- Quadro 4: Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas 48  
imagens 3D 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
- Quadro 5: Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas 48  
imagens 3D virtuais, horizontais ou verticais, obtidas por  
diferentes *softwares*, a partir de TC médica, tendo-se as  
medidas da mandíbula seca como padrão-ouro
- Quadro 6: Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas 49  
imagens 3D 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
- Quadro 7: Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas 49  
imagens 3D 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

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

% - Porcentagem

® - Marca registrada

2D - Bidimensional

3D - Tridimensional

3DP - 3D *Printing* - Impressão Tridimensional

BA- Bahia

*CAD* - *Computer Aided Design* - Desenho Assistido por Computador

*CAM* - *Computer Aided Manufacturing* - Manufatura Assistida por Computador

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 Bucomaxilofacial

*DICOM* - *Digital Imaging and Communications in Medicine* – Imagem Digital e Comunicação em Medicina

FAPESB - Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado da Bahia

FOUFBA- Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia

*FOV* - *Field of View* – Campo de Visão

mGy – miligray (s)

*MIP* - *Maximum Intensity Projection* – Projeção com Intensidade Máxima

mm – milímetro (s)

PR - Prototipagem Rápida

RM - Ressonância Magnética

*SLS - Selective Laser Sintering* - Sinterização Seletiva a Laser

*STL - Standard Triangle Language* – Linguagem Triangular Padrão

TC - Tomografia Computadorizada

TCFC - Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

UH - Unidade Hounsfield

US – Ultrassonografia

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a acurácia de reconstruções tridimensionais (3D) de tomografia computadorizada (TC) geradas por diferentes *softwares*, equipamentos tomográficos e espessura de cortes. Foram utilizadas dez mandíbulas secas humanas, as quais foram submetidas a exame de TC *fan beam* (TC médica) e *cone beam* (TC de feixe cônico - TCFC). Os arquivos dos exames salvos no formato *DICOM* em mídia eletrônica foram processados em diferentes *softwares* [Onis-Viewer® (DigitalCore, Co. Ltd, Tóquio, Japão); InVesalius® (CTI, Campinas, Brasil); 3D Doctor® (Able Corporation, Massachusetts, EUA); e OsiriX Imaging Software® (Pixmeo SARL, Genebra, Suíça)] para confecção das reconstruções 3D. Foram realizadas medidas lineares verticais e horizontais dos defeitos ósseos, produzidos nas mandíbulas secas, com auxílio de um paquímetro eletrônico digital, e em suas respectivas reconstruções virtuais utilizando as réguas oferecidas pelos *softwares*. As medidas foram realizadas por dois examinadores, duas vezes, e os dados foram comparados e submetidos à análise estatística. Os resultados mostraram haver diferenças estatisticamente significativas nas distâncias lineares dos defeitos ósseos, entre as mandíbulas secas humanas e suas respectivas reconstruções 3D, tanto geradas por diferentes *softwares*, quanto pelos diferentes tomógrafos (TCFC e TC médica) e espessuras (0,3mm e 0,4mm). O erro relativo para as imagens obtidas a partir da TCFC variou de 3,10% a 4,82% a depender do *software* e espessura utilizada, e para aquelas obtidas a partir da TC *fan beam* variou de 3,40 a 5,92%, a depender do *software*. Apesar dos resultados, as discrepâncias não foram maiores que 0,6mm em média, e portanto os erros encontrados não devem afetar o planejamento terapêutico nem a confecção de um biomodelo.

**UNITERMOS:** Prototipagem Rápida, Reconstruções Tridimensionais Virtuais, Tomografia Computadorizada, *Softwares* Biomédicos.

## **ABSTRACT**

The objective of this study was to evaluate the accuracy of 3D reconstructions generated by different softwares, CT scanners and slice thicknesses. We used ten human dry mandibles, which were submitted to fan beam and cone beam CT. The files, saved in DICOM format on electronic media, were processed in different softwares [Onis-Viewer® (DigitalCore, Co. Ltd, Tokyo, Japan); InVesalius® (CTI, Campinas, Brazil); 3D Doctor® (Able Corporation, Massachusetts, USA) and OsiriX Imaging Software® (Pixmeo SARL, Geneva, Switzerland)] for making 3D reconstructions. Vertical and horizontal linear measurements were made on bone defects produced on dry human mandibles with a digital caliper, and on their 3D reconstructions, using the rules provided by the softwares. The measurements were performed by two examiners twice, and data were compared and statistically analyzed. The results showed significant differences in linear distances, between the human dry mandibles and their 3D reconstructions, generated by different softwares, scanners (cone beam and fan beam) and slice thickness (0.3 mm and 0.4 mm). The error relative from the cone beam CT ranged from 3,10% to 4,82% depending on the software used and thickness, and those obtained from the fan beam CT ranged from 3,40 to 5,92%, depending on software. Despite the discrepancies, the results were not greater than 0.6 mm on average, so the errors should not affect the treatment planning or the biomodel manufacturing.

**UNITERMS:** Rapid prototyping, virtual three-dimensional reconstructions, Computed tomography, biomedical software.

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	14
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b>	16
2.1	TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	16
2.2	RECONSTRUÇÕES TRIDIMENSIONAIS	23
<b>3</b>	<b>PROPOSIÇÃO</b>	32
3.1	OBJETIVO GERAL	32
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	32
<b>4</b>	<b>METODOLOGIA</b>	33
4.1	DELINEAMENTO DA PESQUISA	33
4.2	ASPECTOS ÉTICOS	33
4.3	POPULAÇÃO E AMOSTRA	33
4.4	COLETA E INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS	33
4.5	OBTENÇÃO DAS RECONSTRUÇÕES TRIDIMENSIONAIS	35
4.6	AFERIÇÃO DA ACURÁCIA DAS RECONSTRUÇÕES TRIDIMENSIONAIS	36
4.7	ANÁLISE DOS DADOS	37
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b>	41
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO</b>	50
<b>7</b>	<b>CONCLUSÕES</b>	57
	REFERÊNCIAS	58
	ANEXO A	66
	ANEXO B	67

## 1 INTRODUÇÃO

Desde o desenvolvimento do primeiro tomógrafo em 1967, por Godfrey Newbold Hounsfield (HOUNSFIELD, 1973) até o tempo atual, houve um aprimoramento na técnica e nos próprios aparelhos tomográficos, fornecendo imagens mais fidedignas e precisas da anatomia humana. Com o advento da tomografia computadorizada (TC), considerada uma técnica radiográfica onde uma determinada secção do corpo corresponde a uma imagem que será gerada no computador, a interpretação de exames tornou-se mais objetiva e precisa, permitindo uma visualização das estruturas anatômicas sem sobreposição de imagem, assim como também, a reformatação dos dados obtidos para gerar imagens em diferentes cortes bidimensionais (2D) e em reconstruções tridimensionais (3D) (D'URSO et al. 2000; SOUZA et al. 2003; SILVA, 2004; SADDY, 2006).

Desenvolvida mais recentemente, especialmente para os tecidos duros da região maxilomandibular, a TC *cone beam* ou TC de feixe cônico (TCFC) ou tomografia volumétrica, permite a reconstrução 2D e 3D com baixa dose efetiva de radiação em comparação ao tomógrafo *fan beam*, assim como também, fornece um baixo custo relativo dos equipamentos e exames (MOZZO et al. 1998; SADDY, 2006; HASHIMOTO et al. 2003; KOBAYASHI et al. 2004).

A TC, o exame por Ressonância Magnética (RM) e mais atualmente a TCFC são usualmente utilizadas no planejamento pré-operatório de cirurgias complexas da região de cabeça e pescoço, assim como no diagnóstico de tumores nesta região. As reconstruções 3D, obtidas a partir das imagens geradas por essas técnicas, permitem um acesso privilegiado às áreas anatômicas de interesse, explicitando detalhes que não podem ser vistos nos filmes radiográficos comuns. Tais reconstruções tornaram-se uma ferramenta importante no planejamento pré-cirúrgico, principalmente de pacientes com deformidades faciais, na reabilitação de seqüelas pós-cirurgia oncológica, instalação de implantes e em pacientes que serão submetidos a cirurgia ortognática (STECK et al. 2007; PAPODOUPOLOUS et al. 2002; ESSIG et al. 2011).

A construção de modelos virtuais 3D, gerados por diversos *softwares* disponíveis no mercado, é uma das etapas na confecção de modelos de prototipagem rápida (PR). A PR é uma tecnologia relativamente nova, já que seu primeiro sistema só foi disponibilizado, na área da saúde, no ano de 1989 (JAMES et al. 1998). Esta tecnologia é capaz de reproduzir objetos físicos 3D (protótipos - na área de saúde chamados de biomodelos), a partir de dados gerados por um computador, podendo ser manipulados para diversos fins (SILVA, 2004). Na odontologia diversos estudos têm mostrado o seu uso na área da cirurgia e traumatologia bucomaxilofacial (CTBMF), prótese, cirurgia ortognática, planejamento de implantes, assim como no planejamento da reconstrução de defeitos faciais (SEITZ et al. 2004; COHEN et al. 2009).

A PR somente pode ser utilizada com intuito médico-odontológico, devido à integração da tecnologia *CAD* (*Computer Aided Design* – desenho assistido por computador) – *CAM* (*Computer Aided Manufacturing* – manufatura assistida por computador), com os avanços dos exames imaginológicos. Essa integração possibilita que as imagens em 2D de exames de TC, RM ou Ultrassonografia (US), no formato *DICOM* (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), sejam convertidas em reconstruções 3D no formato *STL* - *Standard Triangle Language* (padrão para a prototipagem), por *softwares* específicos, permitindo que estas imagens sejam enviadas para as estações de prototipagem que, utilizando os sistema *CAM*, possam gerar os biomodelos. (SILVA, 2004; FOGGIATO, 2006; GIBSON et al. 2006).

Apesar das grandes utilidades das reconstruções 3D, poucos são os estudos que se propõem investigar a fidelidade destas (BAUMGAERTEL et al. 2009; LIANG et al. 2010a, LIANG et al. 2010b; FERRAZ et al. 2011; BERCO et al. 2009; BROWN et al. 2009; SAFIRA et al. 2011). Desta maneira o objetivo deste estudo é avaliar a acurácia de reconstruções 3D virtuais de mandíbulas secas humanas, produzidas por diferentes *softwares* e por diferentes tomógrafos, com duas diferentes espessuras de corte.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Anteriormente ao ano de 1970, todas as técnicas de imagem disponíveis geravam imagens em 2D, o que dificultava o conhecimento preciso das estruturas presentes no exame (PAPADOUPOULOS et al. 2002.) Com o advento da TC, alcançada com a criação do primeiro tomógrafo construído por Godfrey Newbold Hounsfield em 1967, permitiu uma melhor interpretação dos exames imaginológicos, devido ao fato de permitir a análise das estruturas sem sobreposição, como acontecia nos exames convencionais de imagem (HOUNSFIELD, 1973; SILVA, 2004).

A TC além de visualizar pequenas fatias do corpo, permite a visualização dos tecidos moles, fomentando maiores informações para o diagnóstico de tumores (SADDY, 2006).

O exame tomográfico consiste na emissão de feixes colimados de radiação X que, ao atravessar o paciente, é captado por sensores, gerando informações para o computador, que as processa e fornece as imagens no monitor. Estas imagens são obtidas em diversos cortes que exibem diferentes tons de cinza, na dependência da densidade da estrutura anatômica correspondente. Para quantificar esses diferentes tons de cinza, possibilitando uma comparação da composição dos diferentes tecidos, é utilizada uma escala, cuja unidade é denominada Unidade Hounsfield (UH). Esta apresenta alguns parâmetros para sua quantificação, o ar possui o valor de -1.000 UH, a água possui o valor zero e o osso denso apresenta o valor de 1.000 UH (WEGENER et al. 1993; SUKOVIC, 2003; GARIB et al. 2007).

Numerosos avanços têm ocorrido nas técnicas tomográficas, desde que o tomógrafo foi introduzido por Hounsfield. A evolução das técnicas, além de promover melhorias na qualidade da imagem, resultou no encurtamento do tempo para realização do exame, de vários minutos a poucos segundos (SILVA, 2004).

Nas primeiras gerações de aparelhos de TC, o feixe de raios X completava um giro em torno do paciente capturando, desta forma, apenas

aquela fatia (*slice*), em seguida, a mesa se movimentava para capturar a imagem da fatia seguinte. Apesar de ter sido uma evolução significativa da imagiologia, as imagens obtidas, através dessa técnica convencional, eram de baixa qualidade, já que eram exames que demandavam de muito tempo para sua realização, fazendo com que os pacientes se movimentassem durante a aquisição, gerando artefatos na imagem (SUKOVIC, 2003; GARIB et al. 2007).

Com os aparelhos de terceira e quarta geração, a mesa movimenta-se simultaneamente ao giro do tubo de raios X, em uma trajetória helicoidal da fonte de raios X em volta do paciente. Os de terceira geração são mais comercialmente disponíveis devido ao custo menor em relação aos de quarta geração, e são conhecidos também por tomógrafos *fan beam*, apresentando um detector em forma de arco, enquanto que os da quarta geração apresentam detectores formando um círculo completo. A trajetória helicoidal destes aparelhos faz com que o exame seja conhecido por: tomografia computadorizada helicoidal ou espiral, e permitiu uma melhora na qualidade da imagem, além de reduzir o tempo de exposição para o paciente (SUKOVIC, 2003; GARIB et al. 2007).

Mais recente do que os aparelhos de terceira e quarta geração, a modalidade de obtenção de exames de TC, a *multislice*, é capaz de adquirir de quatro a cento e vinte oito fatias para cada giro de 360° do feixe de raios X em torno do paciente, podendo reduzir em até oito vezes o tempo de exame, sem reduzir a qualidade de imagem e, principalmente, diminuindo o tempo de exposição do indivíduo à radiação X e seus efeitos deletérios ao organismo (SUKOVIC, 2003; GARIB et al. 2007; SCARFE et al. 2006).

Mesmo com toda a evolução dos tomógrafos médicos, estes continuavam máquinas grandes e caras, limitando seu uso na Odontologia. Na atualidade, essas desvantagens, para área odontológica, foram reduzidas com a criação da TCFC. A imagem é obtida de forma diferenciada da TC helicoidal; nesse tomógrafo, o aparelho dá uma volta completa de 360° em torno da cabeça do paciente, gerando um feixe de raio X no formato cônico, adquirindo o volume total em um giro, desta forma a imagem é formada de forma mais rápida (10 a 70 segundos), além de permitir a formação da imagem com baixas

doses de radiação (tempo de exposição aos raios X três a seis segundos), e custo baixo por causa da simplificação da técnica. A partir dos cortes axiais gerados, além das reconstruções multiplanares, panorâmicas e em 3D, igualmente como ocorre na *fan beam*, proporciona, também, imagens 2D, semelhantes as radiografias convencionais, como a panorâmica e as telerradiografias lateral e frontal, função denominada reconstrução multiplanar em volume, tudo isso utilizando programas instalados em computadores convencionais que ainda permitem realizar mensurações das estruturas (MOZZO et al. 1998; SCARFE et al. 2006; GARIB et al. 2007).

Pelo fato de ainda ser uma tecnologia recente, a TCFC vem sendo analisada em algumas pesquisas para comprovar seus reais benefícios, vantagens e aplicabilidades. Kobayashi et al. (2004) realizaram um estudo para avaliar a fidelidade de imagens geradas por TCFC comparando-o com o *fan beam*, utilizando mandíbulas de cadáveres. Encontrou resultados satisfatório para ambos tomógrafos, apesar do TCFC ter obtido menor erro (0,1 - 0,65 mm) em comparação ao *fan beam* (0 - 1,1 mm). Salaria ainda que TCFC pode ser uma ferramenta útil na avaliação pré-operatória de implantes dentários, por causa da sua alta resolução, e que este tipo de exame foi produzido com o intuito de abranger pequenas áreas e de analisar estruturas ósseas, ou seja, ela não consegue distinguir, tão adequadamente, os tecidos moles devido a seu baixo contraste, portanto quando se quer analisar grandes áreas e tecidos moles (tumores) a *fan beam* é superior.

Hashimoto et al. (2003) também se propuseram a comparar a qualidade de imagens geradas por um tomógrafo médico e por uma TCFC, a avaliação da qualidade da imagem foi realizada através das somas de escores padronizados, de um a cinco, sendo cada um atribuído uma explicação; o escore um é o que indicava que a TCFC gerava uma imagem claramente inferior e o escore cinco a TCFC gerava uma imagem claramente superior em relação ao tomógrafo médico. Esses escores eram gerados a partir da observação das seguintes estruturas: cortical óssea, osso esponjoso, esmalte, dentina, cavidade pulpar, lâmina dura, espaço do ligamento periodontal. A análise foi realizada por dois radiologistas, dois cirurgiões, e um clínico, todos

com mais de cinco anos de experiência. A TCFC se mostrou significativamente superior nas análises de todas as estruturas.

Considerando a TCFC como uma ferramenta atual e relevante para o diagnóstico de estruturas ósseas da região oral e maxilo-facial, Gaia et al. (2011) se propuseram, em sua pesquisa, comparar a precisão de imagens geradas por TC *multislice* e TCFC no diagnóstico de lesões ósseas simuladas em mandíbulas. Concluíram que ambas modalidades eram igualmente capazes de detectar a presença de lesões ósseas mandibulares simuladas, mostrando alta especificidade e valores de sensibilidade, sendo, portanto, técnicas úteis no diagnóstico de lesões ósseas. Salienta ainda, em sua revisão, que a TC, pelo fato de permitir a manipulação das imagens nos planos axial, coronal e sagital, e também em reconstruções 3D, propicia um melhor embasamento e identificação das estruturas anatômicas, sendo bastante úteis para o diagnóstico e planejamento cirúrgico na cavidade oral e maxilofacial.

Liang et al. (2010a) realizaram uma pesquisa com o objetivo de comparar a qualidade da imagem e da visualização das estruturas anatômicas mandibulares entre cinco aparelhos de TCFC (Accuitomo 3D, i-CAT, NewTom 3G, Galileus, Scanora 3D) e um sistema *fan beam* (Somatom Sensation 16). Utilizaram uma mandíbula seca, onde foram realizados treze diferentes protocolos de escaneamento, e a partir das tomografias era analisada a visibilidade de onze estruturas anatômicas (forame mental, canal mandibular, osso cortical, polpa, dentina, canal incisivo, esmalte, forame íngua, ligamento periodontal, osso trabecular e lâmina dura), assim como o ruído das imagens e comparados entre os tomógrafos. Cinco observadores analisaram as imagens em três planos (axial, sagital e coronal) e a qualidade de imagem avaliada numa escala de cinco pontos. Os resultados deste estudo mostraram que a qualidade de imagem dos cinco TCFC são comparáveis com o do sistema *fan beam*, e que, desses cinco, o sistema Accuitomo 3D mostrou-se realmente superior na qualidade da imagem em relação ao tomógrafo médico e a todos os outros sistemas de FC. Este resultado mostrou-se clinicamente significativo, já que, a TCFC fornece imagens com qualidade comparável, e vantagens como redução nas doses de radiação e custo menor. Os autores salientam que estes resultados, no entanto, são limitados apenas às estruturas

de tecidos duros. Afirmam ainda, que por causa da diferença nos protocolos e da indicação clínica, todos os sistemas de TC não devem ser tratados de forma igual e uma máquina não pode ser classificada como ideal para todos os procedimentos de diagnóstico. Isso é verificado em sua pesquisa quando, nos seus resultados, embora todos os sistemas pudessem visualizar claramente, o forame mental, canal mandibular, o osso cortical, o canal incisivo e a polpa independentemente do exame ou configuração; para a visualização da foramea lingual foi necessário uma melhora na visibilidade em todas as máquinas. Já o esmalte e a dentina foram moderadamente influenciadas pelo tipo de scanner e as configurações de *FOV (field of view)*. E por fim, apesar do ruído da imagem nos sistemas de FC ter sido maior do que no tomógrafo médico, a influência foi considerado tolerável.

Com o intuito de avaliar também a qualidade das imagens geradas pela TCFC em relação ao tomógrafo médico, utilizando doses de radiação correspondentes, Yu et al. realizaram uma pesquisa em 2010. Para verificar o nível de qualidade foram analisados em uma resolução espacial de alto contraste e de baixo contraste, verificaram o nível de ruído, uniformidade e acurácia da imagem. Concluíram que com a dose de 9,2 mGy a TCFC obteve resolução comparável na resolução de alto contraste e inferior na resolução de baixo contraste, em relação à *fan beam*. Já os artefatos de imagem foram mais graves na TCFC, sendo devidos ao pequeno campo de visão (*FOV*).

Existem diversos sistemas de TCFC disponível no mercado, sendo muito deles diferenciados a partir do volume capturado (*FOV*). Geralmente, quando o *FOV* é maior existe uma maior exposição do paciente à radiação X e uma diminuição na resolução da imagem, o contrário ocorre quando os sistemas utilizam *FOV* menores, menos radiação é transmitida para o paciente e uma alta resolução na imagem é obtida (SCARFE e FARMAN, 2008). Portanto é importante o cirurgião-dentista analise a sua real necessidade, já que, se este possui o intuito de analisar regiões que não necessitam de uma descrição detalhada das estruturas, mas necessitam de uma visualização maior da face, a opção ideal seria por sistemas que utilizem *FOV* maiores, como é o caso da ortodontia e reconstruções faciais. Caso este opte, erroneamente, a um sistema que utilize *FOV* menores, terá que expor, repetidas vezes, o paciente,

afim de que, se examine toda área de interesse. Assim como, se o interesse for analisar região periodontal, cáries, fraturas, tratamentos endodônticos, lesões menores, a opção deverá ser por sistemas que utilizem *FOVs* menores, os quais, além de fornecer excelente resolução da imagem, fornecem também baixas doses de radiação (SCARFE e FARMAN, 2008; FARMAN, 2009; TETRADIS et al. 2010).

Para que as imagens tomográficas sejam as mais fidedignas possíveis, são necessários alguns parâmetros. Inicialmente o paciente tem que estar bem indicado para o uso desta metodologia, já que têm que possuir um custo-benefício real para a sua utilização, em casos mais simples, os exames de imagem convencional são mais indicados.

Diversos erros podem ocorrer durante a aquisição das imagens tomográficas, sendo que estes podem ser minimizados, mas não completamente eliminados. Devido a isto é importante que se entenda aonde o erro possa ter ocorrido e como ele irá afetar o produto final, e desta forma, minimizar erros grandes que possam gerar imagens inadequadas de serem utilizadas nos planejamentos e diagnóstico (CHOI et al. 2002; TANG et al. 2004; IBRAHIM et al. 2009). Os estágios que os erros podem estar presentes são: a espessura dos cortes, *pitch*, inclinação do *gantry*, dose de radiação, movimentação do paciente, artefatos metálicos (CHOI et al. 2002; WINDER e BIBB, 2005).

Segundo Mallepre e Bergers (2009) para fazer uma TC com o intuito de gerar uma reconstrução 3D são necessários alguns parâmetros, que são: a espessura de corte e o incremento da fatia. Ambos os parâmetros desempenham um papel importante no que diz respeito a um modelo 3D válido e utilizável para PR. A espessura de corte é determinada pelo número de *voxels* e sua forma, por exemplo, se tem um *voxel* de 0,5 mm e a espessura selecionada for de 5,0 mm, o *voxel* resultante terá uma altura de 5,0 mm. No entanto, se for selecionado uma espessura de corte de 0,5 mm, o *voxel* resultante é isotrópico, ou seja, terá as mesma dimensões em largura e altura. O resultado de ter um *voxel* isotrópico é que a qualidade da reconstrução ficará melhor, porque até mesmo as estruturas que são menores que 0,5 mm serão

visíveis. Isso leva a um modelo com uma melhor qualidade 3D porque as estruturas estão mais próximas do real. O incremento da fatia também é um fator importante, porque na imagem tomográfica não há informações sobre o valor de cinza entre as fatias. Quanto maior for a distância entre as fatias, maior será a perda de informação na imagem.

A reconstrução em 3D a partir de uma tomografia envolve a interpolação de diversos cortes. Cortes com espessuras mais grossas fornecem imagens menos detalhadas do que aqueles que possuem uma espessura menor, já que a média dos valores de atenuação não irá corresponder à realidade, gerando perda de informação. Fica mais fácil se pensarmos que a imagem tomográfica é composta por diversos *pixels* diferentes, sendo cada um correspondente a uma densidade tecidual equivalente. O *pixel* reflete uma imagem em 2D, no entanto, a imagem na TC ainda é composta por uma terceira dimensão, demonstrando a espessura do corte, neste caso, para expressar um volume, usamos a unidade *voxel*. O tamanho do *voxel* está diretamente relacionado com a qualidade da informação gerada na imagem. Visualmente ao analisarmos uma tomografia estamos vendo um valor médio de tons de cinza referente à presença de tecidos heterogêneos na forma de *pixels*, conseqüentemente, quanto menor for a espessura do corte (menor *voxel*), mais condizente com a estrutura real será essa média de tons de cinza gerados no *pixel*. Uma forma de se reduzir também a dimensão de um *voxel* é selecionar um menor *FOV* possível (GARIB et al. 2007, GAIA et al. 2011; MEURER, 2002; ROBIONY et al. 2008).

Apesar de alguns benefícios trazidos pelo aumento da espessura de corte como: diminuição do tempo da aquisição do exame tomográfico (devido à diminuição do número de cortes) e a diminuição da dose de radiação x, as imagens tomográficas, as reconstruções e protótipos não apresentarão as qualidades desejadas (CHOI et al. 2002; TANG et al. 2004; IBRAHIM et al. 2009).

O *pitch* descreve a relação entre o movimento da mesa, a revolução do tubo de raios X e a largura de colimação. Quanto maior for o valor do *pitch*, maior será a velocidade do escaneamento. No entanto, valores altos de *pitch*

podem produzir imagens com perda de informação. A redução do *pitch* implica em melhoria na qualidade da imagem (PARKS, 2000).

O *gantry* do aparelho de tomografia é o tubo que contém o raio X, os detectores eletrônicos e o sistema de colimação. Este está perpendicular ao eixo longitudinal do paciente que está deitado na mesa, ou seja, apresenta uma inclinação de 0°, caso haja uma inclinação errada do *gantry* as imagens serão geradas com distorções que não podem ser consertadas pelos *softwares* (CHOI et al. 2002). Durante a aquisição da TC de umas das mandíbulas utilizada no estudo de Andrade, (2008) não foi possível eliminar a inclinação do *gantry*, resultando em um biomodelo que apresentou a maior alteração dimensional em toda a sua extensão.

Os artefatos metálicos produzem sinais de alta intensidade nas imagens, como se fossem raios espelhados; isto é uma desvantagem no uso dentro da odontologia, já que utiliza materiais como o amálgama, implantes, aparelhos ortodônticos em seus pacientes. No entanto, em algumas circunstâncias os artefatos podem ser removidos pelos *softwares* durante a reconstrução (WINDER e BIBB, 2005).

## 2.2 RECONSTRUÇÕES TRIDIMENSIONAIS

Com o avanço tecnológico, a área da saúde pode se beneficiar com as reconstruções 3D e com os biomodelos, graças à junção dos sistemas *CAD-CAM*. As imagens em 3D fornecem informações precisas e detalhadas da estrutura corporal propiciando um acesso privilegiado a certas estruturas anatômicas de interesse para o cirurgião, sendo, portanto de grande valia no diagnóstico e tratamento mais adequados (STECK et al. 2007; MAKI et al. 2003). Em relação ao tratamento elas oferecem melhor embasamento da correlação das lesões com as estruturas vizinhas, fornecem informações úteis para o planejamento pré-operatório de cirurgias, permitem, ainda, a simulação de um pré-tratamento, especialmente em casos de deformidades e anomalias crânio-faciais, além de propiciar uma facilitação na interlocução com o paciente (PAPADOUPOULOS et al. 2002).

Os modelos em 3D são muito utilizados no planejamento do tratamento virtual ortodôntico, tendo vários benefícios. Com o plano de tratamento virtual, o dentista pode avaliar as opções de tratamento em detalhes antes de se iniciar o tratamento, servindo como uma referência constante, e permitindo que os objetivos do tratamento planejado possam ser mantidos visíveis. O modelo do tratamento virtual também pode servir como uma ferramenta de motivação para o paciente, podendo mostrá-lo durante as visitas no consultório, permitindo que este acompanhe as fases do seu tratamento e tenha uma previsão da conclusão do caso (BEERS et al. 2003).

Mais recentemente, os modelos virtuais vêm sendo utilizados no planejamento de diversas cirurgias, onde nos próprios modelos é possível estimar os atos cirúrgicos, através da utilização de diversas ferramentas contidas nos *softwares*. O sistema de navegação virtual guiada (*image-guided navigation system*) permite o planejamento de implantes, reconstruções do complexo maxilo-mandibular, planejamento de cirurgias ortognáticas, através da utilização de reconstruções 3D obtidas a partir de imagens tomográficas dos pacientes.

Orentlicher & Abboud (2011) salientam que a cirurgia virtual guiada esta sendo muito utilizada no planejamento de implantes na atualidade, devido à sua precisão e exatidão na colocação dos implantes, no entanto este sistema deve ser utilizado com cautela, onde possua um real custo/tempo/benefício para o seu uso. Descobriram que esta tecnologia são mais benéficas quando utilizadas em certas situações clínicas: quando se quer colocar três ou mais implantes em uma fileira, proximidade de estruturas anatómicas vitais, problemas relacionados com a proximidade dos dentes adjacentes, volume ósseo questionável, posição do implante que é fundamental para a restauração planejada, colocação do implante sem retalho, reabilitação múltipla de arco completo e imediato.

Atravé da cirurgia guiada virtualmente o cirurgião-dentista pode colocar os implantes em posições ideais e com maior precisão, de forma previsível, fornecendo, desta maneira, uma maior segurança (MENEZES, SARMENTO, LAMBERTI, 2008). Os *softwares* trabalhados geram reconstruções 3D,

permitindo a visualização de estruturas vitais, como o dente adjacente, raízes e o nervo alveolar inferior. Desta maneira, é criado guias cirúrgicos, através da técnica de PR, que são completamente adaptáveis nos pacientes, já que são feitos a partir da imagem tomográfica dos mesmos (SPECTOR, 2008).

Apesar de toda a sua utilização atualmente, as reconstruções 3D necessitam de estudos que comprovem a sua acurácia, já que a fidelidade destes modelos dependem de diversas variáveis como: o tipo de tomógrafo, padrões de escaneamento, tipo do *software* de processamento, assim como os protocolos de processamento da imagem e reconstrução (LIANG et al. 2010b). Ainda são poucos os estudos que se propõem estudar a fidelidade desses modelos virtuais (BAUMGAERTEL et al. 2009; LIANG et al. 2010a; LIANG et al. 2010b; FERRAZ et al. 2011; BERCO et al. 2009; BROWN et al. 2009; DAMSTRA et al. 2010).

Utilizando esse pensamento, Liang et al. (2010b) realizaram um estudo onde se propuseram comparar a precisão geométrica de modelos tridimensionais de superfície gerados por cinco equipamentos de TCFC diferentes (NewTom3G®, Accuitomo 3D®, i-CAT®, Galileus®, Scanora 3D®) e um tomógrafo *multislice* (Somatom Sensation 16). O padrão-ouro utilizado foi um modelo 3D obtido de um *scanner* de superfície laser de alta resolução (XC50 Cross Scanner®). Os resultados demonstraram que apesar do tomógrafo médico possuir uma maior precisão de segmentação em comparação a todos os tomógrafos de FC, os pontos anatômicos e os modelos produzidos, por este último, são confiáveis e clinicamente aplicáveis. Considerando-se ainda que os tomógrafos de FC utilizam menor radiação em comparação aos tomógrafos *fan beam*, menor tempo de varredura e ainda uma boa qualidade de imagem, podem, portanto, serem úteis para a cirurgia e para a colocação do implante na região orofacial.

Um dos parâmetros importantes na geração da reconstrução 3D é a segmentação. Esta é a separação, das estruturas que deverão ser representadas no modelo 3D, das estruturas adjacentes indesejáveis. Para isto, é necessário selecionar o *threshold*, para separar as estruturas ósseas de interesse dos tecidos moles adjacentes. Esta ferramenta fundamenta-se na

definição de um intervalo de densidades de cinza que expresse, por exemplo, apenas os *pixels* correspondentes ao tecido ósseo. Quando este intervalo é inadequadamente determinado, haverá um espessamento ou um afinamento das estruturas ósseas de interesse, podendo estas até mesmo ser suprimidas durante o processo, resultando em alterações dimensionais indesejáveis. A definição do *threshold* é, muitas vezes, feita de forma empírica, não obedecendo a padrões. Depende desta maneira, do conhecimento prévio dos níveis de cinza da estrutura desejada, com valores numéricos correspondentes à escala de Hounsfield. Após a determinação e a aplicação do *threshold*, o *software* exibe o resultado na tela e o operador pode variar o intervalo até obter a representação adequada de região de interesse (CHOI et al. 2002; SOUZA et al. 2003; SINGARE, et al. 2004; SADDY, 2006).

Considerando que a fase do processamento digital das imagens adquiridas é uma etapa decisiva na geração de um modelo 3D virtual, assim como de um biomodelo. Ferraz et al. (2011) avaliaram o efeito de diferentes protocolos durante o processamento virtual de reconstruções 3D. Utilizaram para gerar a reconstrução 3D, o *software* 3D Doctor®, onde foi padronizado a segmentação (aceitando o limite inferior da escala de cinza, fornecidas pelo programa, e o limite superior, foi sempre a máxima da escala- valor 4096 HU). Após a geração do modelo virtual em 3D, foram aplicados duas ferramentas de pós-processamento, desta forma, geraram 10 modelos com a ferramenta suavização da superfície, outros 10 modelos com o refinamento de superfície e, ainda mais, 10 modelos utilizando ambas as ferramentas. A partir desses modelos virtuais gerados foi feito a comparação de dez medidas lineares realizadas nas mandíbulas secas e nas suas respectivas imagens virtuais. De acordo com a metodologia aplicada neste estudo, concluíram que o uso de um ferramenta de pós-processamento simples (suavização ou refinamento) no modelo virtual 3D não afetou as medidas anatômicas, mas a aplicação simultânea de ambas ferramentas, aumenta as diferenças entre as reconstruções e as peças originais anatômicas.

Baumgaertel et al. (2009) avaliaram a confiabilidade e precisão de medidas dentárias feitas em reconstruções 3D geradas pelo tomógrafo de FC. As mesmas medidas foram feitas nos dentes de crânios humanos, com

paquímetro digital de alta precisão, sendo considerado o padrão-ouro para comparação. Os resultados suportam o uso de TCFC para analisar a dentição, já que as medições provaram ser confiáveis e precisas, apesar de ter tido uma ligeira subestimação do valor real encontrado, este somente tornou-se significativo ao combinar várias medições (comprimento do maxilar e do arco mandibular).

Com o intuito de analisar a acurácia de medidas lineares de pontos cefalométricos em reconstruções 3D geradas pela TCFC, com projeções diferentes, comparando-as com o crânio seco humano (padrão-ouro) Brown et al realizaram um estudo em 2009. Neste utilizaram 16 medidas lineares em 19 crânios humanos, os quais eram tomografados no aparelho i-CAT (Imaging Sciences International, Hatfield, Pa) em três configurações: 153 projeções, 306 projeções, e 612 projeções. Em seus resultados encontrou diferenças estatisticamente significante para dez medidas, sendo que, para todas as medidas, esse erro foi menor que 5%. Sem dúvida, o resultado mais interessante neste estudo foi que não houve diferença, na precisão entre as medidas obtidas, a partir das diferentes projeções, que foram usadas para criar a reconstrução. Os autores salientam a importância clínica disto, já que, a exposição do paciente está diretamente relacionada ao número de imagens adquiridas, isto representa uma redução da dose potencial para o paciente de até 75% e elimina o conceito de que quanto mais, melhor.

Damstra et al. (2010) estudaram a precisão de reconstruções 3D oriundas de imagens de TCFC, assim como a interferência da resolução do *voxel* na fidelidade dessas medidas. Fixaram 12 marcadores de esfera de vidro em cada uma das 10 mandíbulas secas humanas, estas foram digitalizadas com *voxels* de 0,40 mm e 0,25 mm. Encontraram precisão nas medidas realizadas nas reconstruções em relação ao padrão-ouro, a partir de exames realizados utilizando a TCFC KaVo Dental (GmbH, Bismarckring, Alemanha) e o *software* SimPlant OrthoPro® (versão 2.00, Materialise Dental, Leuven, Bélgica). Os seus resultados mostraram também que o aumento do *voxel* de 0,25 mm para 0,40 mm não resultou em menor precisão do modelo 3D.

Devido a necessidade de se obter medidas precisas dos tecidos moles, principalmente para as reconstruções estéticas, Fourier et al. (2010) se propuseram estudar a confiabilidade da TCFC na projeção dos tecidos moles da face. Foram submetidas ao exame de tomografia com voxels de 0,30 mm e 0,40 mm, sete cabeças de cadáveres, as quais foram feitas 11 marcações nos tecidos moles. Obtiveram uma média de diferença de 0,25 mm, para voxel de 0,30 mm e para o voxel de 0,40 mm, uma diferença média de 0,29 mm. Como não houve uma diferença significativa concluíram a TCFC são confiáveis para medir espessuras de tecido mole da região facial e que existe uma melhor precisão, apesar de mínima, para imagens com voxels de 0,30 mm.

Safira et al. (2011), analisaram a fidelidade tanto das reconstruções 3D quanto dos biomodelos, produzidos a partir de exames de TC *fan beam* de quatro pacientes portadores de neoplasias odontogênicas. As imagens 3D foram realizadas no *software* 3D Doctor® e os biomodelos plotados pelo sistema 3DP. Através da metodologia aplicada, verificaram que não houve diferenças significantes entre as medidas dos modelos 3D virtuais e os seus respectivos biomodelos.

As reconstruções 3D além de poderem ser utilizadas nos planejamentos pré-cirúrgico, ainda são utilizadas para a construção de modelos de prototipagem, sendo uma etapa importante e que pode interferir na acurácia dos biomodelos.

A PR rápida é uma tecnologia nova, capaz de reproduzir objetos físicos-protótipos, a partir de um modelo virtual, gerado em computador. Esta tecnologia foi primeiramente desenvolvida pela engenharia, sendo implementada na Medicina e na Odontologia graças à integração das tecnologias CAD-CAM com os exames de imagens (SILVA, 2004; SADDY, 2006). O sistema CAD permite a criação dos modelos virtuais, assim como a sua manipulação pelo profissional. O sistema CAM permite a transferência desses dados computacionais dos modelos virtuais para as máquinas manufaturando o protótipo, denominado biomodelo na área médica (MEURER et al. 2003)

. Os biomodelos permitem a visualização das estruturas anatômicas específicas do paciente, ou seja, é um modelo personalizado e único para cada paciente (JAMES et al. 1998; SOUZA et al. 2004). Os dados que permitem a sua confecção são oriundos principalmente dos exames de imagem de TC, RM, US. (JAMES et al. 1998; D'URSO et al. 2000; CHOI et al. 2002; MEURER et al. 2003; GIBSON et al. 2006). Estas imagens são gravadas em mídias de CD-Rom no formato *DICOM* que não é reconhecido diretamente pela máquina de PR, portanto é necessário a sua transferência para *softwares* especializados na processamento dessas imagens e na sua conversão para o tipo de arquivo *STL*. Este formato representa o sólido através de uma malha triangular e é o padrão utilizado pelas tecnologias de PR (D'URSO et al. 2000; CHOI et al. 2002; SOUZA et al. 2003; MEURER et al. 2003; GIBSON et al. 2006; MEURER et al. 2008; COHEN et al. 2009).

Meurer et al. (2008) descreve etapas para a construção de biomodelos, sendo: seleção do paciente, aquisição das imagens, armazenamento e transferência dos arquivos de imagem, manipulação das imagens e a construção do protótipo. O paciente tem que ser bem indicado para o uso desta metodologia, já que tem que ter um custo-benefício real para a sua utilização, em casos mais simples opções cirúrgicas comuns devem ser preferíveis. Na aquisição das imagens é desejável a obtenção de cortes finos para que não se perca detalhes de informação. O melhor protocolo de obtenção tem que se basear na melhor indicação em função da quantidade de radiação-x, buscando um equilíbrio entre qualidade do protótipo e dose de radiação. Alguns cuidados são necessários: os cortes têm que possuir espessura fina para que possam oferecer reconstruções 3D adequadas (com espessura de 1,0 mm obtêm-se excelentes resultados). O *FOV* deve englobar toda a região de interesse. Para face e crânio, um *FOV* em torno de 250 mm é suficiente. O *gantry* tem que ter 0° de inclinação, os artefatos relacionados a restaurações dentárias metálicas precisam ser posteriormente removidos por instrumentos de computação gráfica, mas podem também ser minimizados com o posicionamento do plano oclusal do paciente paralelo ao plano do corte axial. No armazenamento e transferência dos arquivos de imagem é que se encontra o grande problema, o formato *DICOM* é um padrão da indústria de equipamentos médicos, mas não

são lidos pela PR, então tem que ser gravados em CD-Rom e enviados para as estações de PR. A manipulação das imagens é feita pelos *softwares* e convertem para o formato *STL*. A partir daí é possível a construção do protótipo, que pode levar várias horas, dependendo do número de camadas e da altura do protótipo.

Na área médico-odontológica, esta tecnologia, está sendo progressivamente introduzida como uma importante etapa. O uso dos protótipos permite uma melhor visualização de estruturas de interesse já que reproduzem com boa precisão a anatomia. Isto facilita o planejamento cirúrgico, diminui o tempo das cirurgias, minimizando a chance de erros, além de facilitar a comunicação entre profissional e paciente acerca do tratamento que será desenvolvido. Os custos adicionais decorrentes da utilização desta tecnologia são compensados pelo menor tempo cirúrgico, menor risco para o paciente, e menor chance de erros médico (FOGGIATO, 2006).

Silva et al. (2008) se propuseram pesquisar a fidelidade de protótipos gerados por duas diferentes técnicas de prototipagem rápida: a Sinterização Seletiva a Laser (SLS) e a Impressão tridimensional (3DP). A aquisição das imagens tomográficas, de um crânio seco (padrão-ouro), foram realizadas em um tomógrafo helicoidal, e manipuladas por meio de um *software* nacional InVesalius®. Os resultados revelaram um erro dimensional aceitável para ambas as técnicas, sendo de 2,10% e 2,67% para os biomodelos de SLS e de 3DP, respectivamente. Além do mais, os modelos foram capazes de reproduzir detalhes anatômicos satisfatórios, com exceção das paredes ósseas finas, dos forâmes de menor diâmetro e das projeções ósseas agudas, mesmo assim, concluíram que são úteis para aplicação, na maioria das intervenções realizadas na CTBF.

Steck et al. (2007) em um estudo clínico, utilizaram o método da PR em 13 pacientes com câncer de cabeça e pescoço. Em todos os casos, os biomodelos gerados permitiram um planejamento acurado da cirurgia. Estes foram utilizados para a realização de uma pré-moldagem de próteses de titânio e para a programação da reconstrução com uma micro cirurgia, simulando o ato operatório. Concluíram que seu uso reduziu o tempo do procedimento

cirúrgico e o período de anestesia, além de permitir uma maior visibilidade do ato cirúrgico no geral, mostrando-se muito úteis para o tratamento dos casos.

Saddy (2006) se propôs comparar a precisão de biomodelos gerados por dois diferentes *softwares* o InVesalius® e o 3D-Analyze®, por dois tipos de sistemas de prototipagem diferente, o SLS e o 3DP e por dois diferentes tipos de tomógrafos, um tomógrafo médico e a TCFC. A partir dessas variáveis gerou oito tipos de protótipos, concluindo que os biomodelos gerados pelo tomógrafo médico apresentaram uma melhor precisão, sendo o protótipo produzido pelo *software* 3D-Analyze® e pelo sistema SLS o de maior precisão.

### 3 PROPOSIÇÃO

#### 3.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a acurácia de reconstruções tridimensionais virtuais geradas por diferentes *softwares* e tomógrafos.

#### 3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

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

- Avaliar a acurácia de medidas lineares de defeitos ósseos (verticais e horizontais, e na região anterior e posterior) de suas reconstruções tridimensionais virtuais geradas pelos *softwares*:

- Onis-Viewer® (DigitalCore, Co. Ltd, Tóquio, Japão);
- InVesalius® (CTI, Campinas, Brasil);
- 3D Doctor® (Able Corporation, Massachusetts, EUA);
- e OsiriX Imaging Software® (Pixmeo SARL, Genebra, Suíça).

- E obtidas a partir de exames de TC:

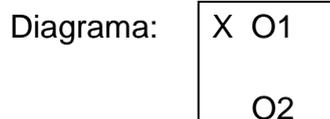
- *Fan Beam* helicoidal (SOMATON Spirit®, Siemens, Erlangen, Alemanha);
- ou TCFC (i-CAT®, Imaging Sciences, Pensilvânia, EUA).

- Verificar o erro dimensional (em valores absolutos e relativos) das reconstruções tridimensionais virtuais geradas pelos diferentes *softwares*, obtidas a partir de exames de TC *fan beam* e de FC.

## 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 (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. 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 para-sinfisária 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 (Figuras 1 e 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) (Figura 3). 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

##### 4.4.2.1 Tomografia Computadorizada *Fan Beam*

Cada uma das mandíbulas foi submetida a exame de TC *fan beam* (SOMATON Spirit®, Siemens, Erlangen, Alemanha), no setor de Diagnóstico por Imagens do Complexo Hospitalar Universitário Professor Edgar Santos (UFBA), em Salvador – BA (Figura 4). 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.

#### 4.4.2.2 Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

As mesmas mandíbulas foram submetidas ao exame de TCFC, no aparelho i-CAT® (Figura 5). 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 dois diferentes tamanhos (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.

#### 4.5 OBTENÇÃO DAS RECONSTRUÇÕES TRIDIMENSIONAIS

Os arquivos dos exames, salvos no formato DICOM em mídia eletrônica, foram processados nos *softwares*: InVesalius® (CTI, Campinas, Brasil); OnisViewer® (DigitalCore, Co. Ltd, Tóquio, Japão); 3D Doctor® (Able Corporation, Massachusetts, EUA) e OsiriX Imaging Software® (Pixmeo SARL, Genebra, Suíça), para obtenção das reconstruções tridimensionais virtuais das mandíbulas. Em cada programa, as etapas para geração das reconstruções foram padronizadas, incluindo as variáveis de segmentação e de refinamento e suavização superficiais. Ressalta-se que no *software* OnisViewer® a reconstrução realizada foi a MIP (*Maximum Intensity Projection*), uma técnica pseudo-3D, para visualização de um volume de dados, na qual o número de cada *voxel* é dado pelo seu valor máximo. Isso ocorreu pela impossibilidade de gerar imagens 3D neste programa. As imagens reconstruídas foram salvas para posterior análise.

Os *softwares* InVesalius® e OnisViewer® são disponibilizados gratuitamente no site [www.cenpra.gov.br/tecnologias/promed](http://www.cenpra.gov.br/tecnologias/promed) e [http://www.onisviewer.com/product\\_detail.php?id=19](http://www.onisviewer.com/product_detail.php?id=19), respectivamente. O *software* 3D Doctor® não é livre e foi adquirido com recursos do edital de Infra-estrutura 2005 da FAPESB – BA. Os três programas operam no sistema operacional Windows (Microsoft Corp., EUA). O processamento, visualização e aferição das medidas foram realizadas num computador *desktop*, em ambiente do 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.

O software OsiriX Imaging Software® é disponibilizado gratuitamente no site <http://www.osirix-viewer.com/Downloads.html>, e opera no sistema operacional Mac OS (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.

#### 4.6 AFERIÇÃO DA ACURÁCIA DAS RECONSTRUÇÕES TRIDIMENSIONAIS

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) (Figura 3), e nas reconstruções 3D virtuais, com as réguas eletrônicas próprias de cada *software* (Figuras 6 a 9). 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.

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 ângulo direito);
- H4 (largura do defeito ósseo da região de ângulo 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 ângulo direito);
- V4 (altura do defeito ósseo da região de ângulo 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, quatro diferentes *softwares*, e dois tipos de exame de TC, tendo a TCFC dois protocolos de tamanho de *voxel*. No total foram obtidas 960 medidas por cada examinador, em cada uma de suas avaliações.

#### 4.7 ANÁLISE DOS DADOS

Inicialmente calculou-se a média das duas medidas obtidas pelo examinador um 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 (%) =  $\frac{\text{valor da mandíbula seca} - \text{valor da imagem virtual}}{\text{valor da mandíbula seca}} \times 100\%$

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



Figura 1: Confeccção do defeito ósseo na região para-sinfisária



Figura 2: Mandíbula seca após confecção dos defeitos ósseos



Figura 3: Aferição da distância vertical do defeito ósseo na região posterior da mandíbula seca com o paquímetro digital

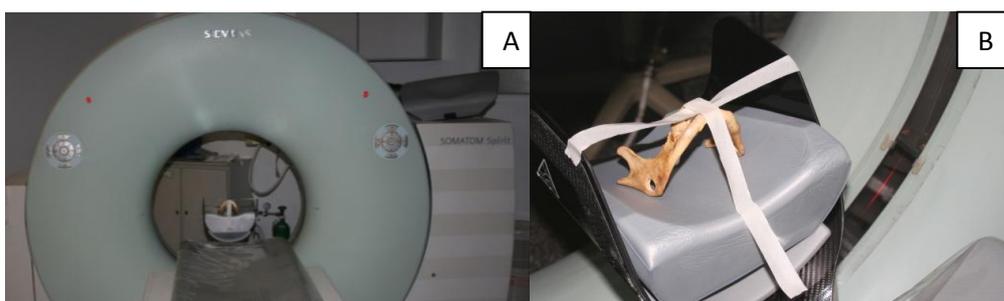


Figura 4 (A, B): Posicionamento da mandíbula seca no aparelho de TC *fan beam*

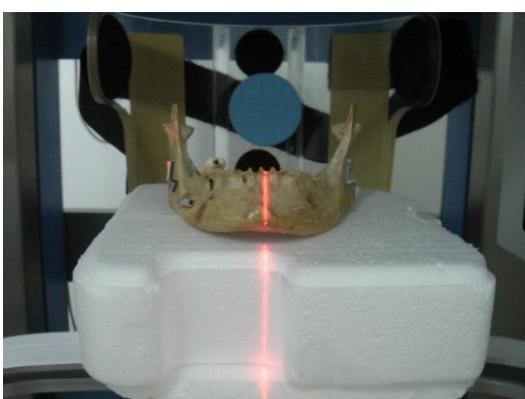


Figura 5: Posicionamento da mandíbula no aparelho de TCFC

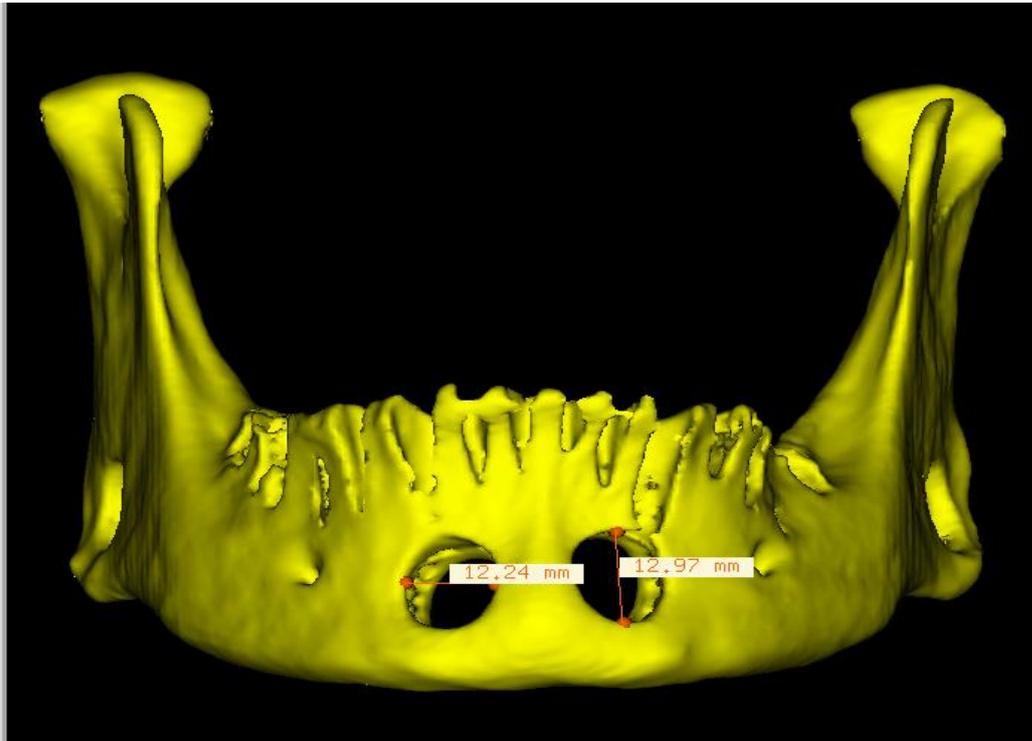


Figura 6: Aferição de distâncias lineares dos defeitos ósseos, em reconstrução 3D gerada pelo *software* Invesalius®



Figura 7: Aferição de distâncias lineares dos defeitos ósseos, em reconstrução pseudo-3D (MIP) gerada pelo *software* OnisViewer®

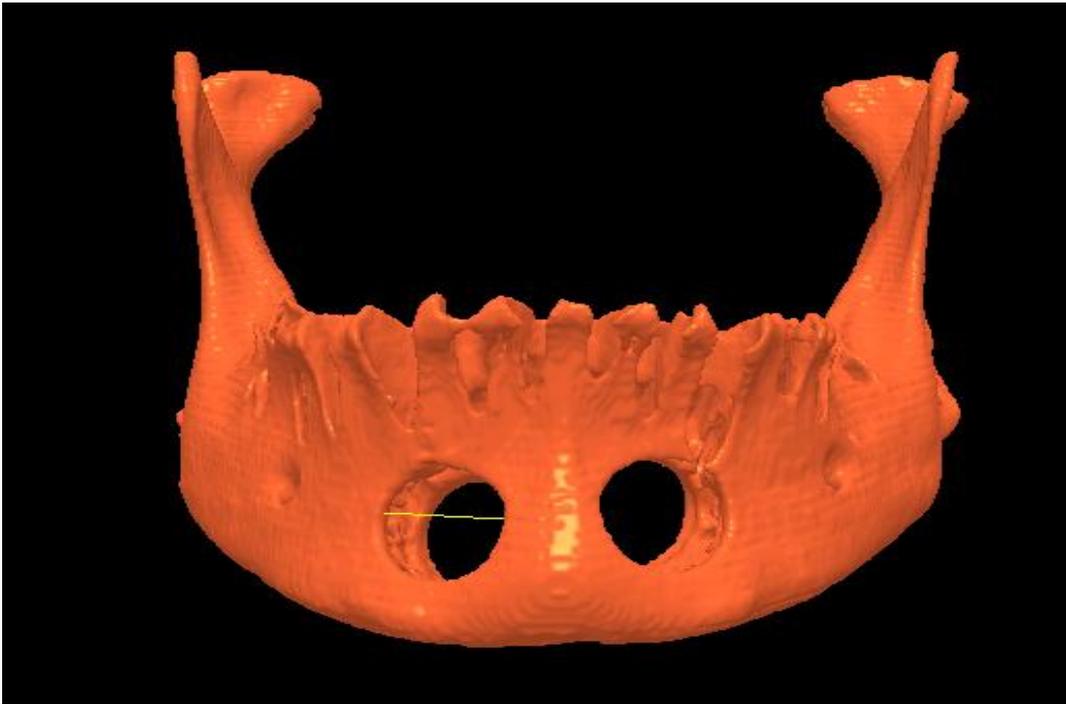


Figura 8: Aferição de distâncias lineares dos defeitos ósseos, em reconstrução 3D gerada pelo *software* 3D Doctor®



Figura 9: Aferição de distâncias lineares dos defeitos ósseos, em reconstrução 3D gerada pelo *software* OsiriX®

## 5 RESULTADOS

No presente estudo foi avaliada a fidelidade de reconstruções 3D virtuais, geradas por quatro diferentes *softwares*, a partir de exames de TC produzidos por um equipamento médico e outro odontológico. Para esta avaliação, foram obtidas medidas lineares, verticais e horizontais, localizadas na região anterior ou posterior de mandíbulas. Tais medidas foram realizadas nas imagens virtuais com as réguas eletrônicas próprias de cada *software*, que foram comparadas 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 doze diferentes protocolos, o que determinou a realização de 960 medidas, em cada uma das avaliações. Dessa forma, no total cada avaliador realizou 1.920 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 e interexaminador para as medidas virtuais, obtiveram-se os valores de 0,90 e 0,56, indicando uma concordância muito forte e moderada, respectivamente. Quanto às medidas do padrão-ouro obteve-se uma concordância intra-examinador de 0,90, considerada muito forte.

Para os cálculos estatísticos, utilizou-se as médias das duas medidas realizadas apenas pelo avaliador 1, cuja concordância intra-examinador foi considerada forte. Avaliando-se inicialmente as medidas obtidas dos exames de TCFC, com duas diferentes espessuras, observa-se que 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 3D virtuais, geradas por quatro diferentes *softwares*, a partir de imagens de TCFC de diferentes espessuras

<b>Software</b>	<b>Espessura (TCFC)</b>	<b>n</b>	<b>Valor de p</b>
Invesalius®	0,3 mm	80	p< 0,01*
	0,4 mm	80	p< 0,01*
OnisViewer®	0,3 mm	80	p< 0,01*
	0,4 mm	80	p< 0,01*
3D Doctor®	0,3 mm	80	p< 0,01*
	0,4 mm	80	p< 0,01*
Osirix®	0,3 mm	80	p< 0,01*
	0,4 mm	80	p< 0,01*

\*diferença estatística

Comparando-se as medidas obtidas das mandíbulas secas com aquelas realizadas nas imagens 3D virtuais geradas pelos mesmos *softwares*, a partir de TC *fan beam*, com espessura de 1,0mm, observa-se que também houve diferença estatística, como exibido na Tabela 2.

Tabela 2: Comparação das distâncias lineares obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens 3D virtuais, geradas por quatro diferentes *softwares*, a partir de imagens de TC *fan beam*

<b>Software</b>	<b>Espessura (TC fan beam)</b>	<b>n</b>	<b>Valor de p</b>
Invesalius®	1,0 mm	80	p< 0,01*
OnisViewer®	1,0 mm	80	p< 0,01*
3D Doctor®	1,0 mm	80	p< 0,01*
Osirix®	1,0 mm	80	p< 0,01*

\*diferença estatística

O Quadro 1 mostra as médias das medidas aferidas, de acordo com o tipo de equipamento tomográfico, *softwares* e espessura dos cortes.

Quadro 1: Média e desvio-padrão de todas as medidas realizadas a depender do tipo de tomógrafo, *software* e tamanho do *voxel* utilizado

Software	TC <i>fan beam</i>		TCFC 0,3mm		TCFC 0,4mm		Mandíbula seca	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
							10,21	2,10
Invesalius®	10,79	2,14	10,67	2,11	10,88	2,11		
OnisViewer®	9,96	1,98	9,85	2,02	9,94	2,07		
3D Doctor®	10,63	2,15	10,01	2,12	9,9	2,09		
Osirix®	10,47	2,11	10,42	2,06	10,44	2,06		

DP= desvio-padrão

Quando as medidas aferidas foram separadas entre horizontais e verticais, os resultados revelaram que as medidas verticais realizadas no *software* 3D Doctor® em imagens oriundas da TCFC não apresentaram diferença estatística em relação às medidas do padrão-ouro. O mesmo ocorreu com as medidas verticais realizadas no *software* OnisViewer®, a partir de imagens da TC médica. As demais medidas diferiram significativamente daquelas aferidas nas mandíbulas secas (dados mostrados 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 3D virtuais, geradas por quatro diferentes *softwares*, a partir de imagens de TCFC de diferentes espessuras.

Software	Espessura (TCFC)	n	Valor de p	
			Medidas horizontais	Medidas verticais
Invesalius®	0,3 mm	40	p< 0,01*	p< 0,01*
	0,4 mm	36	p< 0,01*	p< 0,01*
OnisViewer®	0,3 mm	40	p< 0,01*	p< 0,01*
	0,4 mm	40	p< 0,01*	p< 0,01*
3D Doctor®	0,3 mm	40	p< 0,01*	p= 0,02
	0,4 mm	40	p< 0,01*	p= 0,03
Osirix®	0,3 mm	40	p< 0,01*	p< 0,01*
	0,4 mm	40	p< 0,01*	p< 0,01*

\*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 3D virtuais, geradas por quatro diferentes *softwares*, a partir de imagens de TC *fan beam*

Software	Espessura (TCFC)	n	Valor de p	
			Medidas horizontais	Medidas verticais
Invesalius®	1,0 mm	40	p< 0,01*	p< 0,01*
OnisViewer®	1,0 mm	40	p< 0,01*	p= 0,02
3D Doctor®	1,0 mm	40	p< 0,01*	p< 0,01*
Osirix®	1,0 mm	40	p< 0,01	p< 0,01*

\*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. Percebeu-se que as medidas realizadas na região posterior da mandíbula no *software* Osirix® de imagens obtidas da TCFC com 0,3mm não diferiram significativamente das medidas do padrão-ouro. Das imagens obtidas a partir da TC médica, as medidas da região posterior da mandíbula realizadas pelos *softwares* OnisViewer® e Osirix® também não apresentaram diferença significativa daquelas obtidas 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 3D virtuais, geradas por quatro diferentes *softwares*, a partir de imagens de TCFC de diferentes espessuras

<b>Software</b>	<b>Espessura (TCFC)</b>	<b>n</b>	<b>Valor de p</b>	
			<b>Medidas da região anterior</b>	<b>Medidas da região posterior</b>
Invesalius®	0,3 mm	40	p< 0,01*	p< 0,01*
	0,4 mm	36	p< 0,01*	p< 0,01*
OnisViewer®	0,3 mm	40	p< 0,01*	p< 0,01*
	0,4 mm	40	p< 0,01*	p< 0,01*
3D Doctor®	0,3 mm	40	p< 0,01*	p< 0,01*
	0,4 mm	40	p< 0,01*	p< 0,01*
Osirix®	0,3 mm	40	p< 0,01*	p= 0,01
	0,4 mm	40	p< 0,01*	p< 0,01*

\*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 3D virtuais, geradas por quatro diferentes *softwares*, a partir de imagens de TC *fan beam*

<b>Software</b>	<b>Espessura (TCFC)</b>	<b>n</b>	<b>Valor de p</b>	
			<b>Medidas da região anterior</b>	<b>Medidas da região posterior</b>
Invesalius®	1,0 mm	40	p< 0,01*	p< 0,01*
OnisViewer®	1,0 mm	40	p< 0,01*	p= 0,02
3D Doctor®	1,0 mm	40	p< 0,01*	p< 0,01*
Osirix®	1,0 mm	40	p< 0,01*	p= 0,03

\*diferença estatística

Além das comparações acima descritas, foi ainda calculado o erro absoluto e relativo dos diferentes protocolos de geração de imagens 3D 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 3,10 a 4,82%, a depender da espessura do corte e do *software* utilizado. Já para as imagens geradas a partir da TC médica, esse erro foi de 3,40 a 5,92%, a depender do *software* empregado. Nota-se que em geral, o erro dimensional

foi um pouco menor nas imagens geradas a partir do exame de TCFC, em relação aos oriundos da TC médica, independente do *software* utilizado. Ressalta-se entretanto que a espessura das imagens da TC médica tinham mais que o dobro da espessura das imagens da TCFC.

Pode-se perceber ainda que as reconstruções realizadas pelo *software* Invesalius® demonstraram um maior erro dimensional, tanto para as imagens de TCFC (nas duas espessuras avaliadas) como para a TC médica. As menores porcentagens de erro ocorreram para o *software* Osirix®, com as imagens de 0,3mm de espessura da TCFC, e para as imagens da TC médica.

Outro aspecto notado é que o erro aumentou proporcionalmente ao aumento da espessura do corte das TCFC nos *softwares* 3D Doctor® e Osirix®. Para os *softwares* Invesalius® e OnisViewer®, essa relação foi inversa na grande maioria das vezes. Esses dados são mostrados nos Quadros 2 e 3.

Quadro 2: Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas imagens 3D virtuais, obtidas por diferentes *softwares*, a partir de TCFC com diferentes espessuras de corte, tendo-se as medidas da mandíbula seca como padrão-ouro

<b>Software</b>	<b>Espessura (TCFC)</b>	<b>Erro dimensional absoluto (mm)</b>	<b>Erro dimensional relativo (%)</b>
Invesalius®	0,3 mm	0,47	4,82
	0,4 mm	0,45	4,50
OnisViewer®	0,3 mm	0,42	4,05
	0,4 mm	0,35	3,41
3D Doctor®	0,3 mm	0,31	3,11
	0,4 mm	0,41	4,07
Osirix®	0,3 mm	0,30	3,10
	0,4 mm	0,33	3,40

Quadro 3: Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas imagens 3D virtuais, obtidas por diferentes *softwares*, a partir de TC médica, tendo-se as medidas da mandíbula seca como padrão-ouro

<b>Software</b>	<b>Erro dimensional absoluto (mm)</b>	<b>Erro dimensional relativo (%)</b>
Invesalius®	0,58	5,92
OnisViewer®	0,42	4,01
3D Doctor®	0,46	4,66
Osirix®	0,34	3,40

Segmentando esta análise a depender da direção da distância aferida (se horizontal ou vertical) ou ainda da sua localização na mandíbula (região para-sinfisária ou no ramo mandibular), os resultados obtidos em relação ao erro dimensional são semelhantes e exibidos nos Quadros 4 a 7.

Pode-se notar que não houve um padrão uniforme no erro produzido pelos diferentes *softwares* e tipo de TC em relação à direção das medidas, se horizontais ou verticais. Em alguns protocolos o erro das dimensões horizontais foi maior, em outros o erro na direção vertical foi superior.

Já nas medidas realizadas na região anterior ou posterior das imagens, nota-se que as primeiras apresentaram um maior erro, comparadas às das regiões posteriores, em todos os casos, à exceção das medidas aferidas pelo *software* Invesalius® a partir de imagens de 0,4 mm da TCFC.

Quadro 4: Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas imagens 3D 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

<b>Software</b>	<b>Espessura (TCFC)</b>	<b>Medidas horizontais</b>		<b>Medidas verticais</b>	
		<b>Erro dimensional absoluto (mm)</b>	<b>Erro dimensional relativo (%)</b>	<b>Erro dimensional absoluto (mm)</b>	<b>Erro dimensional relativo (%)</b>
Invesalius®	0,3 mm	0,48	5,02	0,47	4,62
	0,4 mm	0,40	4,11	0,50	4,89
OnisViewer®	0,3 mm	0,41	3,94	0,42	4,17
	0,4 mm	0,34	3,38	0,35	3,44
3D Doctor®	0,3 mm	0,36	3,60	0,27	2,63
	0,4 mm	0,53	5,22	0,30	2,92
Osirix®	0,3 mm	0,28	2,89	0,32	3,31
	0,4 mm	0,32	3,32	0,34	3,48

Quadro 5: Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas imagens 3D virtuais, horizontais ou verticais, obtidas por diferentes *softwares*, a partir de TC médica, tendo-se as medidas da mandíbula seca como padrão-ouro

<b>Software</b>	<b>Espessura (TC fan beam)</b>	<b>Medidas horizontais</b>		<b>Medidas verticais</b>	
		<b>Erro dimensional absoluto (mm)</b>	<b>Erro dimensional relativo (%)</b>	<b>Erro dimensional absoluto (mm)</b>	<b>Erro dimensional relativo (%)</b>
Invesalius®	1,0 mm	0,53	5,40	0,64	6,43
OnisViewer®	1,0 mm	0,43	4,02	0,41	3,99
3D Doctor®	1,0 mm	0,34	3,51	0,57	5,81
Osirix®	1,0 mm	0,32	3,19	0,36	3,61

Quadro 6: Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas imagens 3D 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

<b>Software</b>	<b>Espessura (TCFC)</b>	<b>Medidas da região anterior</b>		<b>Medidas da região posterior</b>	
		<b>Erro dimensional absoluto (mm)</b>	<b>Erro dimensional relativo (%)</b>	<b>Erro dimensional absoluto (mm)</b>	<b>Erro dimensional relativo (%)</b>
Invesalius®	0,3 mm	0,49	5,06	0,45	4,58
	0,4 mm	0,44	4,46	0,47	4,54
OnisViewer®	0,3 mm	0,47	4,62	0,36	3,48
	0,4 mm	0,42	4,21	0,27	2,61
3D Doctor®	0,3 mm	0,36	3,63	0,26	2,60
	0,4 mm	0,51	5,05	0,32	3,09
Osirix®	0,3 mm	0,32	3,32	0,28	2,88
	0,4 mm	0,36	3,72	0,31	3,08

Quadro 7: Média do erro absoluto e relativo das medidas realizadas nas imagens 3D 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

<b>Software</b>	<b>Espessura (TC fan beam)</b>	<b>Medidas da região anterior</b>		<b>Medidas da região posterior</b>	
		<b>Erro dimensional absoluto (mm)</b>	<b>Erro dimensional relativo (%)</b>	<b>Erro dimensional absoluto (mm)</b>	<b>Erro dimensional relativo (%)</b>
Invesalius®	1,0 mm	0,70	7,13	0,47	4,70
OnisVeiiwer®	1,0 mm	0,52	4,84	0,32	3,17
3D Doctor®	1,0 mm	0,51	5,13	0,40	4,19
Osirix®	1,0 mm	0,44	4,47	0,24	2,33

## 6 DISCUSSÃO

Muitos estudos avaliaram a fidelidade de biomodelos de prototipagem rápida construídos por diferentes protocolos (CHOI et al. 2002; ANDRADE et al. 2008; IBRAHIM et al. 2009; SILVA et al. 2008; GIBSON et al. 2006). No entanto é importante que seja realizado estudos que avaliem não somente a aplicação clínica dos modelos virtuais, mas também a fidelidade das reconstruções 3D. Estas são utilizadas, não somente como uma das etapas para se construir um biomodelo, mas também como modelos de planejamento em diversas especialidades odontológicas. É necessário que essas novas pesquisas sejam realizadas utilizando metodologias que considerem variáveis que podem influenciar essas reconstruções. Neste estudo foram utilizados diferentes tomógrafos, espessuras e *softwares*, para verificar possíveis interferências destas variáveis na fidelidade dos modelos 3D.

Com o advento da TCFC diversos estudos vêm se propondo a estudar as suas vantagens, e compará-las ao tomógrafo *fan beam* (SADDY, 2006; MOZZO et al. 1998; SCARFE et al. 2006; GARIB et al. 2007 HASHIMOTO et al. 2003; GAYA et al. 2011; LIANG et al. 2010a). No entanto, poucos são aqueles que comparam os biomodelos ou as reconstruções 3D gerados a partir de imagens oriundas desses diferentes tomógrafos (LIANG et al. 2010b). Com esse objetivo, Liang et al. (2010b) encontraram erros menores (0,137 mm) para as reconstruções 3D geradas pelo equipamento *fan beam* (SOMATOM Sensation® - Siemens, Erlangen, Alemanha) em relação aos erros gerados por cinco diferentes TCFC. Neste estudo dentre os tomógrafo de feixe cônico, o NewTom 3G® (Quantitative Radiology, Verona, Italy) obteve o menor valor (0,165mm), seguido do GALILEOS® (Sirona, Bensheim, Alemanha) com 0,206 mm, do Accuitomo® 3D (Morita, Kyoto, Japão) com valor de 0,225 mm, do i-CAT® (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA) com 0,282 mm, e por fim o Scanora® 3D (Soredex, Tuusula, Finland) com 0,386 mm. Estes resultados diferiram dos encontrados no presente estudo, onde foram obtidos erros menores para a TCFC, com erros variando de 0,30 a 0,47 mm dependendo da espessura e do *software* utilizado, do que para o *fan beam*, onde o resultado encontrado variou entre 0,34 mm a 0,58 mm, dependendo do *software* utilizado. É importante salientar que apesar da TCFC ter tido um

melhor desempenho em valores absolutos, muito provavelmente este fato ocorreu devido à espessura do corte ter sido menor para a TCFC (0,3 mm e 0,4 mm) em comparação a espessura de 1,0 mm utilizado no *fan beam*. Já na pesquisa de Liang et al. (2010b) foram utilizadas espessuras de corte muito próximas entre os tomógrafos (*fan beam* 0,5 mm e TCFC 0,3-0,5 mm), o que permitiu uma comparação mais equivalente. Esse estudo utilizou a espessura de corte de 1,0mm para a TC *fan beam*, devido à própria limitação do aparelho. Caso tivessem sido utilizadas espessuras semelhantes entre a TCFC e a TC *fan beam*, os resultados poderiam ser diferentes.

A etapa da aquisição da imagem tomográfica é importante para a qualidade da imagem 3D, influenciando diretamente na sua precisão, e consequentemente na precisão do protótipo. Neste estágio os erros podem ser oriundos de diferentes fontes como espessura de corte, *pitch*, posicionamento do *gantry*, movimentação do paciente ou presença de artefatos de metal (CHOI et al. 2002; WINDER e BIBB, 2005). Para uma padronização, este estudo utilizou uma inclinação de 0° do *gantry* para se evitar distorções na imagem gerada (CHOI et al. 2002), apesar de que alguns *softwares* já têm a capacidade de corrigir essas inclinações automaticamente durante a manipulação das imagens (KRASGOV et al. 1996). No entanto, Meurer et al. (2003) afirmam que o programa utilizado em seu estudo que é o mesmo aqui empregado, o Invesalius®, não possui a capacidade de corrigir essas inclinações indesejáveis, como também uma grande parcela dos *softwares* disponíveis no mercado. Além do mais, para se evitar qualquer tipo de artefato, tanto na imagem quanto na reconstrução 3D, as mandíbulas deste estudo não apresentavam restaurações metálicas, além de serem posicionadas com o plano oclusal paralelo ao plano de corte (MEURER et al., 2003) no exame da TC médica, com o *pitch* de 1,0 mm, e o menor FOV possível, de forma a otimizar a resolução da imagem.

Outro fator também verificado pela literatura que pode interferir na qualidade de reconstruções 3D e biomodelos é a fase de processamento digital (FERRAZ et al. 2011; CHOI et al. 2002). Geralmente esta fase é realizada pelo operador de forma automática aceitando a configuração dos *softwares* utilizados, ou de forma subjetiva (ANDRADE, 2008; SILVA et al. 2008). Neste

trabalho utilizou-se no *software* 3D Doctor® os mesmos parâmetros do estudo de Ferraz et al. (2011), já que reconstruções completamente automáticas não são possíveis nesse programa. Nos demais, a configuração automática dos *softwares* foi aceita.

A espessura de corte da imagem tomográfica é um dos principais fatores que devem ser considerados quando se deseja realizar uma reconstrução 3D, já que, grandes espessuras podem gerar a perda de informação nas imagens tomográficas, e conseqüentemente nos modelos virtuais 3D e respectivos protótipos (CHOI et al. 2002; MEURER et al. 2008; MALLEPREE e BERGERS, 2009). A literatura indica que cortes com 1,0 mm de espessura são considerados adequados, e são capazes de gerar reconstruções com erros que não afetariam clinicamente seu uso, e que quanto menor a espessura de corte mais fidedigno será o biomodelo (MEURER et al. 2008; STECK et al. 2007; SILVA et al. 2008).

Choi et al. (2002) utilizaram cortes tomográficos de 1,0 mm de espessura, encontrando erros dimensionais relativos menores, tanto nas reconstruções 3D comparadas com o biomodelo (0,82%), quanto comparadas com o crânio seco (0,65%). Silva et al. (2008) utilizando a mesma espessura nos protótipos produzidos, obtiveram erros de 2,10% para modelos produzidos pela técnica SLS e 2,67% para a 3DP. Neste estudo, para a espessura de corte de 1,0 mm realizado no tomógrafo *fan beam*, foram encontrados erros dimensionais que variaram de 3,40 a 5,92% a depender do *software* utilizado.

Outras pesquisas utilizaram espessuras de cortes menores e equivalentes com as espessuras obtidas pela TCFC deste estudo. Mallepree e Bergers (2009) ao avaliarem a acurácia dos biomodelos, obtiveram resultados mais satisfatórios para aqueles que eram gerados a partir de reconstruções 3D confeccionadas com cortes seccionais de 0,6mm de espessura e 0,1mm de incremento, concluindo que os parâmetros de obtenção das imagens de TC representam fatores que influenciam fortemente na fidelidade dos biomodelos. Nos resultados encontrados neste estudo, pode-se verificar que o erro dimensional relativo para as imagens obtidas a partir da TCFC, variou de 3,10% a 4,82%, a depender da espessura do corte e do *software* utilizado.

Quando analisadas as imagens geradas a partir da TC *fan beam*, o erro encontrado (3,40 a 5,92%) foi maior do que na TCFC. No entanto, é importante salientar que as espessuras das imagens da TC *fan beam* eram maiores que o dobro da espessura das imagens da TCFC. A literatura afirma que espessuras maiores produzem maiores erros devido à perda de informação da imagem (CHOI et al. 2002; KRAGSKOV et al. 1996, BARKER et al. 1994). Liang et al. (2010b) não obtiveram uma correlação entre a espessura do corte e erros dimensionais, onde a variável que interferia no erro foi muito mais relacionada ao tipo e marca dos tomógrafos utilizados no estudo. Neste estudo não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre as espessuras de 0,30 mm e 0,40 mm.

Semelhante ao ocorrido com o estudo de Liang et al. (2010b), Damstra et al. (2010) não encontraram diferenças significativas entre reconstruções 3D geradas a partir de imagens tomográficas utilizando *voxels* diferentes, um de 0,25 mm e outro de 0,4 mm, sendo todas as medidas consideradas precisas. Resultado semelhante ocorreu no estudo de Fourier et al. (2010) que não encontrou diferenças que afetariam clinicamente seu emprego, em medições feitas nas imagens 3D de tecidos moles a partir de TCFC com 0,3 mm e 0,4 mm de resolução, sendo considerado que a TCFC é capaz de medir espessuras de tecido mole da região facial. Neste estudo também não foram encontradas diferenças significativas entre as espessuras de 0,3 mm e 0,4 mm, sendo que, em alguns *softwares*, foram encontrados valores maiores de erros para a espessura de 0,3 mm do que para a de 0,4 mm, e nos outros ocorreu o contrário, não constituindo, para estas espessuras, a relação de que, quanto maior a espessura menor a fidelidade da imagem 3D. Foi possível verificar que para ambas as espessuras houve diferença estatística significativa em relação às medidas obtidas das mandíbulas secas originais, consideradas o padrão-ouro.

Os diferentes erros dimensionais na TCFC, como já mencionado, foram influenciados tanto pela espessura, quanto pelos *softwares* utilizados. Para os *softwares* 3D Doctor® e Osirix® obteve-se resultados condizentes com o encontrado na literatura, onde o erro aumenta proporcionalmente ao aumento da espessura do corte (CHOI et al. 2002; MEURER et al. 2008; MALLEPREE e

BERGERS, 2009). Para o 3D Doctor® foi encontrado, para a espessura de 0,3 mm, um erro dimensional de 3,11%, e para a espessura de 0,4 mm, um erro de 4,07%. Para o Osirix® na espessura de 0,3 mm o erro dimensional encontrado foi de 3,10%, um pouco menor do encontrado para a espessura de 0,4 mm, que resultou em um erro de 3,40%. Ambas as espessuras avaliadas apresentaram erros dimensionais muito semelhantes, que não interfeririam no seu uso clínico. Contrastando com este resultado e com o acordado na literatura, os resultados obtidos nos *softwares* InVesalius® e OnisViewer® mostraram erros maiores nas espessuras de 0,3 mm do que na de 0,4 mm, na sua grande maioria. É importante salientar que os *softwares* InVesalius® e OnisViewer® são disponibilizados gratuitamente, diferentemente do ocorrido no *software* 3D Doctor®, enquanto que o Osirix®, apesar de também ser gratuito, foi criado para funcionar no sistema operacional Macintosh, diferentemente dos demais que funcionam no sistema Microsoft Windows.

Somente o estudo de Saddy (2006) considerou os *softwares* como uma variável que poderia interferir na construção dos modelos 3D na literatura pesquisada. O seu estudo resultou que o protótipo produzido pelo *software* 3D-Analyze® produziu o melhor biomodelo, em comparação ao InVesalius®, no entanto não pode concluir qual *software* foi o melhor, porque a variável mais fortemente associada com a fidelidade foi o tipo de tomógrafo, sendo os biomodelos produzidos pelo tomógrafo *fan beam* mais fidedgnos. Os programas são utilizados, por diversos estudos, de forma isolada. Ferraz et al. (2011) avaliaram em seu estudo a interferência da etapa de pós-processamento nas reconstruções 3D do 3D Doctor®. Alguns estudos utilizam o *software* InVesalius®, como o de Ibrahim et al. (2009) que encontraram erros dimensionais de 1,79% para os protótipos produzidos pela técnica SLS, 3,14% para a 3DP, e 2,14% para a PolyJet. Silva et al. (2008) também utilizaram o *software* InVesalius® e não o consideraram como uma possível variável que pudesse interferir na fidelidade do biomodelo, obtendo em sua pesquisa, erros dimensionais, de 2,10% e 2,67% para as técnicas SLS e 3DP, respectivamente. Steck et al. (2007) utilizaram o *software* InVesalius® em sua pesquisa e obtiveram resultados clínicos satisfatórios nos planejamentos cirúrgicos de pacientes com tumores na região de cabeça e pescoço. Neste

estudo o *software* InVesalius® foi o que obteve maiores erros dimensionais na TCFC, de 4,82% para a espessura de 0,3 mm, e 4,50% para espessura de 0,4 mm na TCFC, e 5,92% para o tomógrafo *fan beam*. As menores porcentagens de erro ocorreram para o *software* Osirix®, com as imagens de 0,3 mm de espessura da TCFC (3,10%), e para as imagens da TC médica (3,40%). No entanto nenhum outro trabalho que utilizasse esse *software*, assim como o *software* OnisViewer® foi encontrado na literatura pesquisada.

Neste estudo optou-se por realizar medidas lineares verticais e horizontais de defeitos ósseos circunferenciais, confeccionados por broca trefina, para que ocorresse uma padronização das aferições, já que assim é possível identificar de forma mais simples os limites de onde a medição deveria ser realizada. Outros estudos utilizaram medidas lineares a partir de estruturas anatômicas das mandíbulas, por exemplo: a distância entre côndilo e gônio, entre gônio e mento, e entre côndilo direito e esquerdo. Nestes casos, como não existe um ponto limitante para a realização da medida, fica a dúvida se foram selecionados os limites corretos de cada distância (CHOI et al. 2002; SILVA et al. 2008; FERRAZ et al. 2011; IBRAHIM et al. 2009). Alguns estudos se propuseram a verificar diferenças entre medidas lineares externas de medidas internas (CHOI et al. 2002; SILVA et al. 2008; ANDRADE, 2008). No presente estudo as medidas foram sempre externas, sendo aferidas no limite mais externo dos defeitos.

Quando as medidas aferidas foram separadas entre horizontais e verticais, os resultados mostraram que as medidas verticais realizadas no *software* 3D Doctor® em imagens oriundas da TCFC não apresentaram diferença estatística em relação às medidas do padrão-ouro. O mesmo ocorreu com as medidas verticais realizadas no *software* OnisViewer®, a partir de imagens da TC médica. As demais medidas diferiram significativamente daquelas aferidas nas mandíbulas secas. Em contrapartida, o estudo de Andrade (2008) apresentou alterações significativas para as medidas verticais, tanto as anatômicas quanto as dos defeitos ósseos. Porém no estudo de Andrade as medidas foram realizadas nos biomodelos gerados e não nas imagens virtuais. O autor salienta que estas alterações nos biomodelos são previstas devido ao erro inerente à máquina de PR, quantificado em 1,0 mm no

eixo Y. Em relação às medidas dos defeitos ósseos no sentido horizontal, foram encontrados erros significativamente menores que às das mandíbulas secas por conta da presença da camada de cianoacrilato, o que pode ter contribuído para essas discrepâncias. Já no presente estudo notou-se que não houve um padrão uniforme no erro dimensional produzido pelos diferentes *softwares* e tipo de TC em relação à direção das medidas, se horizontais ou verticais. Em alguns protocolos o erro das dimensões horizontais foi maior, em outros o erro na direção vertical foi superior.

Já em relação às medidas realizadas na região anterior ou posterior das imagens, nota-se que as primeiras apresentaram um maior erro, comparadas às das regiões posteriores, em todos os casos, à exceção das medidas aferidas pelo *software* Invesalius® a partir de imagens de 0,4 mm da TCFC. Talvez porque o defeito da região posterior encontrava-se em um único plano, diferentemente do defeito na área parassinfisária, que é curva. Assim isso pode indicar que os *softwares* podem ter maior dificuldade em mensurar distâncias nesta última região.

Apesar de todas as medidas terem tido diferenças estatisticamente significantes, os erros encontrados não devem afetar a qualidade do planejamento clínico e nem na confecção de um biomodelo. Portanto não foram encontrados erros significantes para a prática clínica, por se tratar de erros menores que 0,6 mm em todas as variáveis consideradas. No entanto, é interessante que o cirurgião-dentista saiba que apesar de ser mínima, existe uma discrepância dimensional nas imagens 3D virtuais, e que a depender da especialidade e finalidade do exame, essa diferença deve ser considerada. Liang et al. (2010b) salientaram o mesmo em seu estudo, já que todas as comparações realizadas foram estatisticamente significativas, mas erros muito pequenos foram obtidos, que não necessariamente teriam um significado clínico. O mesmo foi exposto por Andrade (2008) que apesar das diferenças significativas encontradas, a média da discrepância do seu estudo não ultrapassou 1 mm na maioria dos casos, sendo essa diferença considerada irrelevante para a grande maioria das finalidades da CTBMF. Os autores, no entanto, enfatizam que para a especialidade de Implantodontia, essas diferenças devem ser observadas com um pouco mais de cautela.

## 6 CONCLUSÕES

A metodologia aplicada no presente estudo permitiu concluir que apesar de existirem diferenças significativas nas distâncias lineares dos defeitos ósseos, entre as mandíbulas secas humanas e suas respectivas reconstruções 3D, tanto geradas por diferentes *softwares*, quanto pelos diferentes tomógrafos (TCFC e *fan beam*):

- as discrepâncias nunca foram maiores que 0,6 mm em média;
- não houve diferença estatisticamente significante entre as espessuras de corte de 0,3 mm e 0,4 mm da TCFC;
- em média o *software* Osirix® obteve os menores erros dimensionais e o InVesalius® os maiores erros dimensionais para ambos os tomógrafos;
- houve, em sua maioria, diferença significante entre as medidas horizontais e verticais quando comparadas às medidas do padrão-ouro;
- as medidas da região posterior foram mais fidedignas do que as da região anterior, na maioria dos casos.

## REFERÊNCIAS

ANDRADE, L. C. S. **Avaliação da acurácia de biomodelos de Prototipagem Rápida na determinação de Medidas Lineares e dimensionais mandibulares**: Estudo Experimental In Vitro. Tese (Mestrado em Odontologia, Área de Concentração em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2008.

BAUMGAERTEL, S; PALOMO, J. M; PALOMO, L; HANS, M. G. Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 136, p. 19-28, 2009.

BEERS, A. C; CHOI, W; PAYLOVSKAIA. Computer-assisted treatment planning and analysis. **Orthod Craniofacial Res**, v. 6 (Suppl. 1), p. 117–125, 2003.

BERCO, M, RIGALI, P. H. JR; MINER, R. M; DELUCA, S; ANDERSON, N. K; WILL, L. A. Accuracy and reliability of linear cephalometric measurements from cone-beam computed tomography scans of a dry human skull. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 136, n. 17, e1-17.e9, 2009.

BROWN, A. A; SCARFE, W. C; SCHEETZ, J. P; SILVEIRA, A. M; FARMAN, A. G. LINEAR Accuracy of Cone Beam CT Derived 3D Images. **Angle Orthod.**, v. 79, p. 150–157, 2009.

COHEN, A; LAVIV, A; BERMAN, P; NASHEF, R; ABU-TAIR, J. Mandibular reconstruction using stereolithographic 3-dimensional printing modeling technology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 108, p. 661-666, 2009.

CHOI, J. Y; CHOI, J. H; KIM, N. K; KIM, Y; LEE, J. K; KIM, M. K; LEE, J; KIM, M. J. Analysis of errors in medical rapid prototyping models **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 31, n. 4, p. 273-7, 2002.

DAMSTRA, J; FOURIE, Z; HUDDLESTON SLATER, J. J; REN, Y. Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface models of different *voxel* sizes. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 137, n. 16, e1-16.e6, 2010.

D'URSO, P. S; EARWAKER, W. J; BARKER, T. M; REDMOND, M. J; THOMPSON, R. G; EFFENEY, D. J; TOMLINSON, F. H. Custom cranioplasty using stereolithography and acrylic. **British Journal of Plastic Surgery**, v. 53, p. 200–204, 2000.

ESSIG, H; RANA, M; KOKEMUELLER, H; VON SEE, C; RUECKER, M; TAVASSOL, F; GELLRICH, N. C. Pre-operative Planning for Mandibular Reconstruction – A full digital planning workflow resulting in a patient specific reconstruction. **Head & Neck Oncology**, v. 3, n. 45, 2011.

FARMAN, A. G, Field of view. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 108, n. 4, p. 477-8, 2009.

FERRAZ, E. G; ANDRADE, L. C. S; SANTOS, A. R; TORREGROSSA, V. R; FREIRE, M. R. S; SARMENTO, V. A. Effect of different surface processing protocols in three-dimensional images for rapid prototyping. **Advances in Engineering Software**, 2011, doi:10.1016.

FOGGIATTO, J. A. O uso da prototipagem rápida na área médico-odontológica. **Revista Tecnologia & Humanismo**, v. 20, n. 30, p.60-68, 2006.

FOURIE, Z; DAMSTRA, J; GERRITS, P. O; REN, Y. Accuracy and reliability of facial soft tissue depth measurements using cone beam computer tomography. **Forensic Science International**, v. 199, p. 9–14, 2010.

GARIB, D. G; RAYMUNDO JR, R; RAYMUNDO, M. V; RAYMUNDO, D. V; FERREIRA, S. N. 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**, v. 12, n. 2, p. 139-156, mar./abr. 2007.

GAIA, B. F; SALES, M. A; PERRELLA, A; FENYO-PEREIRA, M; CAVALCANTI, M. G. Comparison between cone-beam and multislice computed tomography for identification of simulated bone lesions. **Braz Oral Res.**, v. 25, n. 4, p. 362-367, 2011.

GIBSON, I; CHEUNG, L. K; CHOW, S. P; CHEUNG, W. L; BEH, S. L; SAVALANI, M; LEE, S. H. The use of rapid prototyping to assist medical applications. **Rapid Prototyping Journal**, v. 12, n. 1, p. 53–58, 2006.

HAAGA, J. R. **Tomografia computadorizada e ressonância magnética do corpo humano**. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 763p, 1996.

HASHIMOTO, K; ARAI, Y; IWAI, K; ARAKI, M; KAWASHIMA, S; TERAKADO, M. Comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.**, v. 95, p. 371-7, 2003.

HOUNSFIELD, G. N. Computerized transverse axial scanning (tomography); Part I. Description of system. **Br. J. Radiol.**, v. 46, n. 552, p. 1016-1022, 1973.

IBRAHIM, D; BROILO, T. L; HEITZ, C; OLIVEIRA, M. G; OLIVEIRA, E. W; NOBRE, S. M. W; SANTOS FILHO, J. H. G; SILVA, D. N. Dimensional error of selective laser sintering, three-dimensional printing and PolyJet™ models in the reproduction of mandibular anatomy. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, v. 37, n. 3, p. 167-173, 2009.

JAMES, W. J; SLABBEKOORN, M. A; EDGIN, W. A; HARDIN, C. K. Correction of congenital malar hypoplasia using stereolithography for presurgical planning. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 56, n. 4, p. 512-7, Apr. 1998.

KOBAYASHI, K; SHIMODA, S; NAKAGAWA, Y; YAMAMOTO, A. Accuracy in Measurement of Distance Using Limited Cone-Beam Computerized Tomography. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 19, n. 2, p. 228-32, 2004.

KRAGSKOV, J; SINDET-PEDERSEN, S; GYLDENSTED, C; JENSEN, K. L. J. A Comparison of Three-Dimensional Computed Tomography Scans and Stereolithographic Models for Evaluation of Craniofacial Anomalies. *J Oral Maxillofac Surg*, 1996 54:402-411.

LIANG, X; JACOBS, R; HASSAN, B; LI, L; PAUWELS, R; CORPAS, L; SOUZA, P. C; MARTENS, W; SHAHBAZIAN, M; ALONSO, A; LAMBRICHTS, I. A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and multislice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. **Eur J Radiol**, v.75, p. 265–269, 2010.

LIANG, X; LAMBRICHTS, I; SUN, Y; DENIS, K; HASSAN, B; LI, L; PAUWELS, R; JACOBS, R. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy. **European Journal of Radiology**, v. 75, p. 270–274, 2010.

MAKI, K; INOU, N; TAKANISHI, A; MILLER, A. J. Computer-assisted simulations in orthodontic diagnosis and the application of a new cone beam X-ray computed tomography. **Orthod Craniofacial Res**, v. 6, (Suppl. 1), p. 95–101, 2003.

MALLEPREE, T.; BERGERS, D. Accuracy of medical RP models. **Rapid Prototyping Journal**, v. 15, n. 5, p. 325-332, 2009.

MENEZES, P. D. F; SARMENTO, V; LAMBERTI, P. Aplicação da prototipagem rápida em implantodontia. **Innovations Implant Journal-Biomaterials and esthetics**, v. 3, n. 6, 2008.

MEURER, E. **As tecnologias CAD/CAM em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial**. Tese (Doutorado em Odontologia, área de concentração em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial) – Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2002.

MEURER, E; OLIVEIRA, M. G; MEURER, M. I; SILVA, J. V. L; BÁRBARA, A. S; HEITZ, C. Biomodelos de prototipagem rápida em CTBMF. **Rev Bras Cir Per - RBC**, v. 1, n. 3, p. 172-180, 2003.

MEURER, M. A; MEURER, E; SILVA, J. V.L; BARBARA, A. S; NOBRE, L. F; OLIVEIRA, M. G; SILVA, D. N. Aquisição e manipulação de imagens por tomografia computadorizada da região maxilofacial visando à obtenção de protótipos biomédicos. **Radiol Bras.**, v. 41, n. 1, 2008.

MOZZO, P; PROCACCI, C; TACCONI; MARTINI, P. T; ANDREIS, I. A. B. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. **Eur. Radiol.**, v. 8, n. 8, p. 1558±1564, 1998.

ORENTLICHER, G E ABOUD, M. Guided Surgery for Implant Therapy. **Dent Clin N Am**, v. 55, p. 715–744, 2011.

PAPODOUPOULOS, M. A; CRISTOU, K. P. ATHANASIOU, E. A; BOETTCHER, P; ZEILHOFER, H. F; SADER, R. S; PAPADOPULOS, N. A. et al. Three-dimensional craniofacial reconstruction imaging. **Oral Surg Oral Med Pathol Oral Radiol Endod.** v. 93, p. 382- 393, 2002.

PARKS, E.T Computed tomography applications for dentistry. **Dent. Clin. North America. [S.I.]**, v. 44, n. 2, p. 371-394, Apr., 2000.

ROBIONY, M; SALVO, I; COSTA, F; ZERMAN, N; BANDERA, C; FILIPPI, S; FELICE, M; POLITI, M. Accuracy of Virtual Reality and Stereolithographic Models in Maxillo-Facial Surgical Planning. **The journal of craniofacial surgery**, v. 19, n. 2, p. 482-489, 2008.

SAFIRA, L. C; BASTOS, L. C; OLIVEIRA, T. B; BEAL, V. E; AZEVEDO, R. A; SARMENTO, V. A. Avaliação da fidelidade de biomodelos de prototipagem rápida-estudo experimental in vivo. **Rev. Implantnews**, v. 8, n. 2, p. 161-6, 2011.

SADDY, M. S. Estudo comparativo entre a tomografia computadorizada e a tomografia volumétrica na confecção de modelos de prototipagem. Tese (Doutorado em Odontologia, área de concentração em Diagnóstico Bucal) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 2006.

SCARFE, W. C; FARMAN, A. G; SUKOVIC, P. Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. **JCDA**, v. 72, n. 1, 2006.

SCARFE, W. C; FARMAN, A. G. What is cone-beam CT and how does it work? **Dent Clin North Am**, v. 52, n. 4, p. 707-30.

SEITZ, H; TILLE, C; IRSEN, S; BERMES, G; SADER, R; ZEILHOFER, H. F. Rapid Prototyping models for surgical planning with hard and soft tissue representation. **International Congress Series**, 1268, p. 567–572, 2004.

SINGARE, S; DICHEN, L; BINGHENG, L; YANPU, L; ZHENYU, G; YAXIONG, L. Design and fabrication of custom mandible titanium tray based on rapid prototyping. **Medical Engineering & Physics**, v. 26, p. 671–676, 2004.

SILVA, D. N. Análise do erro dimensional dos biomodelos de sinterização seletiva a laser (SLS) e de Impressão Tridimensional (3DP™), a partir de imagens de tomografia computadorizada, na reprodução da anatomia craniomaxilar: estudo in vitro. Tese (Doutorado em Odontologia, área de concentração em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial) - Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2004.

SILVA, D. N; OLIVEIRA, M. G; MEURER, E; MEURER, M. I; SILVA, J. V. L; SANTA-BARBARA, A. Dimensional error in selective laser sintering and 3D-printing of models for craniomaxillary anatomy reconstruction. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* (2008) 36, 443e449.

SPECTOR, K. Computer-Aided Dental Implant Planning. **Dent Clin N Am**, v. 52, p. 761–775, 2008.

SOUZA, M. A; CENTENO, T. M; PEDRINI, H. Integrando reconstrução 3D de imagens tomográficas e prototipagem rápida para a fabricação de modelos médicos. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 19, n. 2, p. 103-115, 2003.

STECK, J, H; MIQUELINO, R; SOUZA, A. L.G; GOUVEIA, M. F; SILVA, J. V. L. Planejamento de cirurgias complexas em cabeça e pescoço – o uso de modelos tridimensionais. **Rev. Bras. Cir. Cabeça Pescoço**, v. 36, n. 3, p. 171-173, 2007.

SUKOVIC, P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res*, Oxford, v. 6, p. 31-36, 2003 Supplement.

TANG, Y; LOH, H. T; FUH, J. Y. H; WONG, Y. S; LU, L; NING, Y; WANG, X. Accuracy analysis and improvement for direct laser sintering. Disponível em: <https://dspace.mit.edu/bitstream/1721.1/3898/2/IMST001.pdf>. Acesso em: Jul. 2010.

TETRADIS, S; ANSTEY, P; GRAFF-RADFORD, S. Computed Tomography in the Diagnosis of Dental Disease. **cda journal**, v. 38, n. 1, 2010.

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

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.

YU, L; VRIEZE, T. J; BRUESEWITZ, M. R; KOFLER, J. M; DELONE, D. R; PALLANCH, J. F; LINDELL, E. P; MCCOLLOUGH, C. H. Dose and Image

Quality Evaluation of a Dedicated Cone-Beam CT System for High-Contrast Neurologic Applications. **AJR**, v. 194, 2010.

## ANEXO A

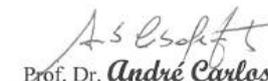


**UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**

### **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.

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

# 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 Sarmiento. Ressaltamos que as mesmas serão devolvidas após a conclusão do experimento.

Salvador, 27 de abril de 2010

Profa. Maria Isabel Pereira Vianna

Diretora da FOUFBA