

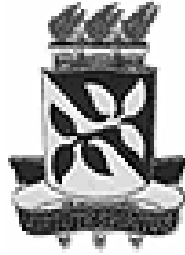
**UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
MESTRADO EM ODONTOLOGIA E SAÚDE**

Anderson da Silva Maciel

**AVALIAÇÃO DA ACURÁCIA DE RECONSTRUÇÕES
TRIDIMENSIONAIS GERADAS POR *SOFTWARE* DE
PLANEJAMENTO CIRÚRGICO: ESTUDO EXPERIMENTAL *EX VIVO***

Salvador - BA

2014



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

Anderson da Silva Maciel

**AVALIAÇÃO DA ACURÁCIA DE RECONSTRUÇÕES
TRIDIMENSIONAL GERADAS POR *SOFTWARE* DE
PLANEJAMENTO CIRÚRGICO: ESTUDO EXPERIMENTAL *EX VIVO***

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado em Odontologia e Saúde da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Odontologia – área de concentração: Diagnóstico Bucal.

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

Salvador - BA

2014

Ficha Catalográfica elaborada pela BUS – Biblioteca Universitária de Saúde da UFBA

M152 Maciel, Anderson da Silva

Avaliação da acurácia de reconstruções tridimensionais geradas por software de planejamento cirúrgico : estudo experimental ex vivo / Anderson da Silva Maciel. – Salvador, 2014.

60 p. : il.

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

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal da Bahia. Faculdade de Odontologia, 2014.

1. Tomografia. 2. Softwares. 3. Processamento de Imagem Assistida por Computador. 4. Imagem tridimensional. I. Universidade Federal da Bahia. Faculdade de Odontologia. II. Sarmiento, Viviane Almeida. III. Título.

CDU 616.314-073.7

DEDICATÓRIA

A meus pais Antonio e Terezinha, por tantas vezes terem abdicado dos seus sonhos, para que os meus pudessem se tornar realidade.

A minha irmã Veruska, pelo afeto, carinho e por ter sido a primeira pessoa a me guiar na área da saúde.

A meu irmão Alessandro, padrinho, amigo e conselheiro; obrigado por ter me criado.

A Gisele por ter entrado em minha vida e por me fazer tão feliz.

A meu sobrinho, Bernardo, pela alegria que me traz sempre.

A meu cunhado Danilo, pelos conselhos e orientação.

A minha tia Dalva, pela incontável dedicação.

AGRADECIMENTO

A Deus, por tudo que eu tenho, por tudo que sou, por tudo que eu possa vir a ser, obrigado por sempre iluminar minha mente e guiar minhas mãos.

A Prof. Weber Cavalcante e Prof. Lucio Safira, orientadores dos primeiros passos, pessoas que tenho como exemplo de conduta e de ética profissional e acima de tudo grandes amigos.

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

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

A secretária do programa, Suely, sem o seu trabalho silencioso, nosso curso não seria possível.

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

A equipe de Ortodontia da UFBA, por ter permitido que a pesquisa fosse conduzida em seus equipamentos.

Aos chefes dos serviços de radiologia do Hospital Universitária Professor Edgar Santos e da Faculdade de Odontologia de Bauru, sem os quais seria impossível a realização deste estudo.

Aos colegas e amigos feitos nesta turma, Paula; Kátia; Poliana; Virginia; Taise; Taís; Inessa; Anderson; Lívia; Manuela; Maisa; Patrícia; Mércia; Lia e Ana Cristina obrigado pela ótima convivência e amizade, e em especial a Wolf; José Augusto e Daniel.

Agradecimento mais do que especial à colega e amiga Inessa Barbosa por toda a ajuda fornecida para a realização dessa pesquisa.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Qualquer coisa que disser será pouco para agradecer a essa pessoa fantástica, inteligente; extremamente competente, sempre de bom humor e pronta para resolver qualquer dificuldade encontrada ao longo do caminho, Prof. Viviane Sarmiento (Vivis), a senhora é a melhor orientadora que alguém poderia ter, muito obrigado pela paciência e atenção.

Invictus

*“Out of the night that covers me,
Black as the Pit from pole to pole,
I thank whatever gods may be
For my unconquerable soul.*

*In the fell clutch of circumstance
I have not winced nor cried aloud.
Under the bludgeonings of chance
My head is bloody, but unbowed.*

*Beyond this place of wrath and tears
Looms but the Horror of the shade,
And yet the menace of the years
Finds, and shall find, me unafraid.*

*It matters not how strait the gate,
How charged with punishments the scroll,
I am the master of my fate:
I am the captain of my soul”.*

William Ernest Henley

SUMÁRIO

	LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS	8
	LISTA DE FIGURAS	10
	LISTA DE TABELAS E QUADROS	11
	RESUMO	12
	ABSTRACT	13
1	INTRODUÇÃO	14
2	REVISÃO DE LITERATURA	16
2.1	RECURSOS DE IMAGEM NA CIRURGIA ORTOGNÁTICA	16
2.2	<i>SOFTWARE</i> DE PLANEJAMENTO DIGITAL	22
2.2.1	<i>DOLPHIN IMAGING SOFTWARE</i>	28
3	PROPOSIÇÃO	32
3.1	OBJETIVO GERAL	32
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	32
4	METODOLOGIA	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	34
4.5	OBTENÇÃO DAS RECONSTRUÇÕES TRIDIMENSIONAIS	37
4.6	AFERIÇÃO DA ACURÁCIA DAS RECONSTRUÇÕES TRIDIMENSIONAIS	37
4.7	ANÁLISE DOS DADOS	40
5	RESULTADOS	41
6	DISCUSSÃO	47
7	CONCLUSÃO	53
	REFERÊNCIAS	54
	ANEXO A – APROVAÇÃO DO CEP	59
	ANEXO B – FICHA PARA REGISTRO DE MEDIDAS AFERIDAS	60

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

% - Porcentagem

® - Marca registrada

2D – Bidimensional(is)

3D – Tridimensional(is)

ALARA – *As low as reasonable acceptable* – Tão baixo quanto razoavelmente exequível

ANOVA – *Analysis of variance* - Análise de variância

AOS – Apneia obstrutiva do sono

BA – Bahia

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* - Comunicação e imagem digital em medicina

FOB-USP – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

FAPESB- Fundação de Apoio à Pesquisa do Estado da Bahia

FOUFBA- Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia

FOV – *Field of view* – Campo de visão

Kv – Quilovolts

LTDA – Limitada

mAs – Miliampere(s)

mm – milímetro(s)

NCBI- *National library of medicine* – Livraria nacional de medicina

rpm – rotações por minuto

SP – São Paulo

TC - Tomografia computadorizada

TCFC - Tomografia computadorizada de feixe cônico

TCMS – Tomografia computadorizada *multislice*

TCS - Tomografia computadorizada *singleslice*

UFBA – Universidade Federal da Bahia

v. – Versão

LISTA DE FIGURAS

Figura 1:	Delimitação do defeito ósseo a ser confeccionado na região de ângulo	35
Figura 2:	Delimitação do defeito ósseo a ser confeccionado na região de para-sínfise	35
Figura 3:	Confecção do defeito ósseo na região para-sinfisária	35
Figura 4:	Mandíbula seca após confecção dos defeitos ósseos	35
Figura 5:	Mandíbula seca após reconstrução 3D no <i>software</i>	38
Figura 6:	Aferição da mandíbula seca na região posterior com o paquímetro digital	38
Figura 7:	Aferição na imagem 3D na região posterior da mandíbula com régua digital do <i>software</i>	38

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, a partir de seis diferentes protocolos de TC	42
Tabela 2:	Comparação das distâncias lineares horizontais obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens 3D virtuais, a partir de seis diferentes protocolos de TC	43
Tabela 3:	Comparação das distâncias lineares verticais obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens 3D virtuais, a partir de seis diferentes protocolos de TC	43
Tabela 4:	Comparação das médias das distâncias lineares na região anterior obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes médias das medidas eletrônicas obtidas das imagens 3D virtuais, a partir de seis diferentes protocolos de TC	44
Tabela 5:	Comparação das distâncias lineares na região posterior obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens 3D virtuais, a partir de seis diferentes protocolos de TC	44
Quadro 1:	Erro dimensional absoluto e relativo produzido na imagens tridimensionais pelo <i>software</i> de planejamento cirúrgico Dolphin Imaging 3D®	45
Quadro 2:	Comparação do erro dimensional produzido na imagens 3D entre todos os protocolos de aquisição da imagem	45
Quadro 3:	Avaliação do erro dimensional produzido na imagens 3D para medidas horizontais	46
Quadro 4:	Distribuição dos erros dimensionais produzido na imagens 3D entre todos os protocolos de aquisição da imagem	46

RESUMO

Vários métodos de planejamento em cirurgia ortognática foram utilizados ao longo do tempo, recentemente o planejamento virtual vem sendo mais frequentemente utilizado. Estes programas foram desenvolvidos a fim de permitir a realização de movimentação cirúrgica virtual e simular o seu impacto sobre os tecidos moles e duros. Desta maneira o objetivo deste estudo consiste em avaliar a acurácia das reconstruções tridimensionais (3D) virtuais, geradas por um *software* de planejamento cirúrgico a partir de diferentes tomógrafos. Para tanto foram confeccionados defeitos padronizados em dez mandíbulas secas, que foram submetidas a exame de tomografia computadorizada (TC), seguida de reconstrução virtual 3D da imagem, pelo *software* Dolphin imaging 3D®. Os defeitos foram medidos digitalmente e comparados aos produzidos nas peças anatômicas. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre eles ($p=0,226$). Avaliadas as diferenças dos erros dimensionais médios, absoluto e relativo, observou-se diferença estatisticamente significativa ($p=0,0165$). Apesar de existirem diferenças significativas observadas no erro dimensional, entre as mandíbulas secas humanas e suas respectivas reconstruções 3D, geradas por diferentes equipamentos de TC e tamanhos de *voxel*, as diferenças foram clinicamente irrelevantes. Assim pode-se concluir que o *software* de planejamento cirúrgico Dolphin 3D® aferiu adequadamente as distâncias lineares nas imagens virtuais 3D.

UNITERMOS: Tomografia; *Softwares*; Processamento de Imagem Assistida por Computador; Imagem Tridimensional.

ABSTRACT

A variety of surgical planning for orthognatic surgery have been used through time, nowadays the virtual planning is been more frequently used. These programs were developed to allow the realization of the surgical movements and simulate the impact of those movements over the soft and hard tissues. Hence the clinical inquire of this study is to assess the accuracy of the virtual 3D reconstruction generated by a surgical planning software from different computer tomography (CT) images and different slices thickness. Therefore standard defects were made over ten dry mandibles, in which were submitted to CT exam, followed by 3D image reconstruction by the Dolphin Imaging 3D® software, the defects were measured digitally and compared with the anatomic defect. The results shown that there were no statistically significant differences among all the groups ($p=0.226$).The mean absolute and relative error were statistically significant ($p=0.0165$). Despite the significant differences of the image errors of between the bone defects at the dry mandibles and their respective 3D reconstructions generated by different CT equipment and voxel size, those differences were clinically irrelevant, thus the surgical planning software Dolphin Imaging 3D®, measured adequately linear distances on the virtual 3D images.

UNITERMS: Tomography; software; Computer assisted image processing, three-dimensional imaging.

1 INTRODUÇÃO

A cirurgia ortognática está indicada para pacientes com deformidades dentofaciais, onde apenas o tratamento ortodôntico não seria suficiente para resolver o problema existente. A cirurgia ortognática tem como objetivos estabelecer a harmonia facial, a oclusão funcional e a saúde das estruturas bucofaciais (OLATE & NETTO, 2010). A cirurgia é caracterizada pela realização de osteotomias planejadas nos maxilares, a fim de promover a mobilização das bases ósseas seguido do seu reposicionamento e fixação em uma posição mais harmônica, permitindo, assim, a correção das deformidades dentofaciais (UEKI, et al, 2006).

Nos últimos anos este procedimento cirúrgico vem sendo cada vez mais indicado e realizado. Isto se deve em grande parte à segurança e previsibilidade incorporada à técnica cirúrgica, bem como aos avanços tecnológicos associados tanto ao planejamento pré-operatório, quanto ao ato cirúrgico propriamente dito (POLITIS, 2012; SOUZA CARVALHO et al, 2012).

A utilização de recursos de imagem consiste em uma etapa fundamental no período pré-operatório da cirurgia ortognática, que tem como objetivos a correta visualização das estruturas anatômicas de interesse a fim de que um diagnóstico preciso seja obtido, e o planejamento cirúrgico seja consolidado (CALOSS et al, 2007). Vários métodos de planejamento cirúrgico foram utilizados ao longo do tempo, destacam-se os traçados preditivos manuais confeccionados a partir de traçado cefalométrico em radiografias cefalométricas de perfil, edição de fotografias e, mais recente a utilização de *softwares* de imagem (KAIPATUR & FLORES-MIR, 2009).

Os programas de predição computadorizada possibilitaram um aumento significativo na capacidade do cirurgião de, rapidamente, avaliar e estimar o impacto, de diferentes possibilidades cirúrgicas, sobre o perfil facial do paciente (DE LIRA, et al 2012). Estes programas foram desenvolvidos a fim de permitir a realização de movimentação cirúrgica e simular o seu impacto sobre os tecidos moles, favorecendo uma melhor visualização do resultado final (KAIPATUR & FLORES-MIR, 2009)

Assim, o objetivo deste estudo consiste em avaliar a precisão das reconstruções tridimensionais (3D) virtuais, geradas pelo *software* de planejamento cirúrgico digital Dolphin Imaging 3D®, a partir de diferentes tomógrafos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 RECURSOS DE IMAGEM NA CIRURGIA ORTOGNÁTICA

A radiologia odontológica apresenta um importante papel na Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial (CTBMF), tanto no diagnóstico, quanto no planejamento cirúrgico, tendo as várias modalidades de imagem características bem como indicações de uso diferentes (WHITE & PHAROAH, 2008).

Para a cirurgia ortognática, os recursos de imagem rotineiramente solicitados são as radiografias panorâmica e cefalométrica de perfil (OLATE & NETTO, 2010). Antes de 1970, as técnicas de diagnóstico por imagem disponíveis geravam imagens bidimensionais (2D), que devido a sobreposição das estruturas anatômicas, dificultavam a visualização precisa das estruturas no exame (PAPADOUPOULOS et al. 2002.) Com o surgimento da tomografia computadorizada (TC), cujo aparelho foi construído por Godfrey Newbold Hounsfield em 1967, a interpretação dos exames imaginológicos foi melhorada, devido ao fato de este exame apresentar imagens sem sobreposição (SILVA, 2004; BAUMRIND, 2011).

Apesar da evolução dos tomógrafos médicos, estes continuavam máquinas grandes e de alto custo, limitando seu uso na Odontologia. Na atualidade, essas desvantagens, foram reduzidas com a criação da TC de feixe cônico (TCFC) ou *conebeam*. Nestes equipamentos a imagem é obtida de forma diferente da TC médica ou *fanbeam*. O aparelho faz um movimento de 360° em torno da cabeça do paciente, gerando um feixe de raios X no formato cônico. Desta forma a imagem é obtida mais rapidamente (10 a 70 segundos), além de permitir a utilização de menores doses de radiação, visto que o tempo

de exposição aos raios X é de 3 a 6 segundos, e menor custo devido a simplificação da técnica. A partir dos cortes axiais produzidos na TCFC é possível gerar reconstruções multiplanares e 3D, assim como ocorre na *fanbeam*, e ainda por meio de programas específicos de computadores convencionais, obter imagens 2D, semelhantes às radiografias convencionais, como a panorâmica e as telerradiografias lateral e frontal. Outras ferramentas desses *softwares* permitem realizar medidas das estruturas, bem como melhorar a imagem (SCARFE et al. 2006; GARIB et al. 2007; FARMAN & SCARFE, 2009; MAH et al. 2011).

Eggers et al. (2008) avaliaram a precisão geométrica da imagem tridimensional gerada a partir de exame tomográfico, para este fim, um cubo de acrílico calibrado, de medidas conhecidas, entremeado por perfurações tubulares em seu interior foi submetido a exame por TCFC e TCMS. Os dados obtidos em formato DICOM foram exportados para o *software Visualization Toolkit®*, e a medição da precisão geométrica foi realizada a partir da sobreposição da imagem virtual gerada a partir dos exames por tomografia em comparação com a imagem industrial que produziu o artefato acrílico, os autores encontraram como resultados que houve diferença estatisticamente significativa entre a imagem gerada pelo exame por TCFC e a imagem original, ainda relatou que a região central da imagem apresentou uma maior imprecisão do que a região marginal.

Lamichane et al. (2009) avaliaram se as imagens 2D reconstruídas a partir da imagem volumétrica 3D da TCFC eram equivalentes a radiografia convencional. Para tanto um *phantom* radiográfico de medidas conhecidas foi construído em acrílico e submetido a tomadas radiográficas cefalométricas em

norma frontal e lateral e submetido ainda a uma TCFC. Todos os dados foram inseridos no *software Dolphin Imaging*® 10.0 (*Dolphin imaging Sciences*) e, com o auxílio do programa, a partir da imagem volumétrica, foram reconstruídas imagens em norma lateral e frontal. Este protocolo foi realizado duas vezes, e a avaliação foi conduzida por dois avaliadores que realizaram seis medidas lineares nas imagens. Os autores concluíram que a imagem reconstruída a partir da TCFC apresentou alta acurácia em comparação com a técnica radiográfica 2D, sugerindo então que com apenas uma TC pode-se obter todas as radiografias comumente utilizadas na clínica odontológica.

De Vos et al. (2009) realizaram uma revisão sistemática da literatura sobre a aplicação da TCFC na região maxilofacial. Para tanto, foi realizada uma busca sistematizada através do banco de dados da *PubMed (National Library of Medicine, NCBI)* no período de 1º de janeiro de 1988 a 1º de dezembro de 2007, utilizando 11 palavras-chave centrais relacionadas a TCFC, associadas a 50 palavras chave adicionais, a fim de limitar a pesquisa para artigos relacionados diretamente a imagem de TCFC da região maxilofacial. Após a avaliação inicial, 177 artigos clinicamente relevantes foram incluídos na revisão sistemática, sendo que 86 artigos versavam sobre as aplicações clínicas da TCFC na região maxilofacial. Dentre as várias possibilidades clínicas do uso da TCFC, os autores encontraram que 14 dos artigos eram relacionados a tratamento ortodôntico, quatro dos artigos abordavam o uso em cirurgia ortognática, três estavam relacionados a navegação cirúrgica e outros quatro estavam relacionados a realização de imagens intra-operatórias.

A utilização de recursos de imagem 3D, a partir da realização mais rotineira de TC como exame pré-operatório para a cirurgia ortognática, permitiu que outras avaliações para diagnóstico fossem incorporadas ao planejamento cirúrgico, como a avaliação das vias aéreas e a análise cefalométrica (QUEVEDO et al., 2011).

Ludlow et al. (2009) compararam a precisão em identificar pontos cefalométricos utilizando imagem multiplanar obtida a partir de TCFC em relação ao cefalograma convencional obtido a partir de radiografias em filmes. Foram realizados radiografia cefalométrica de perfil e TCFC em 20 pacientes que seriam submetidos a cirurgia ortognática, cinco examinadores realizaram a marcação de 24 pontos cefalométricos. Os autores concluíram que a identificação de pontos cefalométricos através do uso de reconstruções multiplanares propiciado pela TC, foi estatisticamente menos variável que o observado na identificação em radiografias convencionais. Logo, a identificação desses pontos foi mais precisa na imagem tomográfica.

Damstra et al. (2010) se propuseram a determinar a acurácia de medidas lineares realizadas em modelos 3D, obtidos a partir de TCFC. Para tanto foram utilizadas dez mandíbulas secas onde foram fixados marcadores de vidro na superfície. A fim de obter um equivalente de atenuação de tecido mole, foi colocado na porção lingual das mandíbulas um balão preenchido com água. As peças foram submetidas a dois exames tomográficos com diferentes *voxels*, 0,4 e 0,25mm respectivamente. Foram realizadas três tomadas radiográficas por mandíbula e por *voxel* em intervalos distintos. Os dados obtidos foram processados no *software* SimPlant Ortho Pro®. Foram realizadas 25 medidas lineares entre os marcadores, com auxílio das ferramentas do

programa, que posteriormente, foram comparadas às medidas feitas diretamente nas mandíbulas secas com paquímetro. Os autores obtiveram como resultados que não houve diferença estatisticamente significativa entre as medidas, concluindo que a medição em modelos 3D é precisa e que um aumento na resolução dos *voxels* não determinou uma melhor acurácia nas medições lineares em modelos 3D.

Liang et al. (2010) em seu estudo buscaram avaliar a precisão geométrica de modelos 3D gerados por cinco diferentes tomógrafos *conebeam* (NewTom3G®, Accuitomo 3D®, i-CAT®, Galileus®, Scanora 3D®) e uma TC*multislice* (TCMS) (Somatom Sensation 16®). O padrão-ouro utilizado foi um modelo 3D adquirido a partir de um *scanner* de superfície a 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 *conebeam*, os pontos anatômicos e os modelos produzidos, por este último, são confiáveis e clinicamente aplicáveis. Considerando-se ainda que os tomógrafos *conebeam* utilizam menor radiação em comparação aos tomógrafos *fanbeam*, menor tempo de varredura e ainda apresentam uma boa qualidade de imagem, podem, portanto, ser úteis para a cirurgia e para a colocação do implante na região bucofacial.

El-Beialy et al. (2011) buscaram determinar a acurácia e confiabilidade de medidas realizadas em imagens tridimensionais oriundas de TCFC a partir de diferentes posicionamentos de cabeça. Foi utilizado um crânio seco onde foram colados fios de aço como marcas de referência para as medidas, e foi submetido a TCFC (Galileos®) em seis diferentes posicionamentos: centralizado, inclinado posteriormente; inclinado lateralmente; rotacionado em

um eixo; rotacionado em três eixos e deslocado do centro. Os dados obtidos foram processados no *software* Mimics 8.1. Doze distâncias lineares foram medidas, os autores encontram uma alta taxa de concordância entre as medidas, concluindo que as medidas em imagens 3D são confiáveis e precisas e não são afetadas pelo posicionamento da cabeça.

Maret et al. (2012) buscaram avaliar o efeito de diferentes tamanhos de voxel sobre a precisão e reprodutibilidade da reconstrução 3D obtida a partir de TCFC. Para tanto 10 mandíbulas secas de crianças, as quais, estavam presentes um total de 70 germes dentários, foram submetidos a exame de tomografia no aparelho Kodak 9500 3D[®] com voxel de 2 e 3 mm; no aparelho Kodak 9000 3D[®] com voxel de 0,76mm e em um micro-tomógrafo com voxel de 0,41mm. Os dados obtidos foram exportados para o *software* AMIRA[®] a fim de segmentar a imagem e isolar os dentes presentes na mandíbula para que servissem como parâmetros de medição através do cálculo do volume dentário. Os valores obtidos nos exames de 0,41mm e 0,76mm de voxel serviram como padrão ouro para comparação com os exames de 0,2 e 0,3 mm de tamanho de voxel. Os autores encontraram como resultados que não houve diferença estatística e para o volume obtido no exame de TCFC de 2mm em comparação ao padrão ouro, apesar de ter ocorrido uma leve subestimação dos valores, já para a TCFC de 3mm houve diferença estatisticamente significativa em relação ao valor de referência.

Naser & Mehr (2013), avaliaram a precisão de medidas do canal mandibular entre imagens obtidas por TCFC e TCM de 64 canais. Para tanto 10 hemi-mandíbulas foram submetidas aos exames de tomografia e seis medidas lineares relacionadas ao canal mandibular foram realizadas em ambas

imagens obtidas por cada tomógrafo para cada hemi-mandíbula. Os autores encontraram diferenças estatisticamente significativas entre as medidas obtidas pelo exame de TCFC em relação ao exame por TCM com diferenças absolutas de menos que 1mm, concluíram, assim, que apesar da diferença entre as medidas esse valor foi clinicamente irrelevante.

Abramson et al. (2011) avaliaram, através de estudo retrospectivo, as alterações tridimensionais ocorridas nas vias aéreas em pacientes portadores apnéia obstrutiva do sono (AOS) que foram submetidos a cirurgia ortognática para avanço bimaxilar e avanço de mento. A amostra foi composta por 11 indivíduos que possuíam diagnóstico confirmado de AOS e que possuíam tomografia computadorizada e radiografia cefalométrica de perfil pré e pós-operatória. As imagens tomográficas foram inseridas no *software* de processamento de imagem 3-D Slicer®, a imagem 3D foi obtida e um modelo tridimensional digital da via área foi construído. Os autores encontraram como resultados que houve um aumento estatisticamente significativo no diâmetro das vias aéreas nos pacientes submetidos ao procedimento cirúrgico, concluindo, então, que a cirurgia ortognática permitiu uma melhora considerável na capacidade respiratória em pacientes portadores de AOS, e que a avaliação 3D da via aérea, através de tomografia computadorizada é de grande valia tanto para o diagnóstico quanto para o planejamento cirúrgico.

2.2 SOFTWARE DE PLANEJAMENTO DIGITAL

A predição de qual resultado cirúrgico será obtido através da cirurgia ortognática, consiste na fase fundamental para a definição do planejamento operatório. Historicamente esta análise vem sendo realizada através de

traçados preditivos manuais em papel, realizados sobre radiografias planas. Três objetivos principais devem ser alcançados através do traçado preditivo: 1) Guiar o tratamento a fim de obter o resultado esperado; 2) Fornecer ao paciente uma razoável visualização do resultado cirúrgico esperado; 3) Servir de ferramenta de comunicação entre os profissionais envolvidos no tratamento (GOSSETT et al, 2005)

Os primeiros sistemas para realização de traçados cefalométricos digitais surgiram em 1970 (SCHENDEL & LANE, 2009). Atualmente vários sistemas para a digitalização das radiografias cefalométricas e confecção de traçado preditivo virtual associado ou não a simulação, em fotografias, a fim de avaliar a alteração facial em perfil do paciente, com auxílio de *software* de planejamento digital 2D estão disponíveis, como por exemplo, Dentofacial Planner, NemoCeph, Dolphin Imaging, Orthognathic Treatment Planner (MOTTA et al, 2007).

Os sistemas computadorizados permitem a realização de medidas de forma rápida, bem como, os traçados preditivos podem ser refeitos de forma ágil, facilitando, assim, a avaliação das possibilidades cirúrgicas e a definição do plano de tratamento (GOSSETT et al, 2005).

Kaipatur & Flores-Mir (2009) realizaram uma revisão sistemática da literatura a fim de avaliar a precisão de programas de computador em prever as alterações de tecido mole subsequente à movimentação esquelética em pacientes submetidos à cirurgia ortognática. Foi realizada pesquisa sistemática de artigos nas bases de dados Ovid Medline, Ovid Medline in-process e outras não indexadas, como a Cochrane, DSR, ACP Journal, DARE, CCTR, Embase Experta Medica, Pascal, and Thomsen's ISI Web of Science databases.

Utilizando os seguintes termos de pesquisa: cirurgia ortognática; tratamento ortodôntico, predição computadorizada; simulação digital; predição de crescimento; precisão e estudo em humanos. Dos 40 artigos encontrados, apenas sete foram incluídos na análise, encontraram como resultados que os *softwares* apresentaram precisa capacidade de prever o resultado em tecido moles subsequente a movimentações ósseas, tanto no sentido vertical quanto no sentido horizontal, apresentando menos de 2mm de diferença em relação ao resultado real no paciente, contudo o lábio inferior apresentou um erro significativo na sua previsão.

Kaipatur et al. (2009) através de revisão sistemática de literatura investigaram a precisão de programas de computador em prever as alterações esqueléticas em pacientes submetidos a cirurgia ortognática. Os artigos foram pesquisados através de bases de dados, dentre todos os artigos avaliados, apenas nove foram incluídos nos critérios de inclusão/ exclusão. Os autores concluíram que os programas de computador não podem prever de forma consistente as alterações esqueléticas que ocorrem após a cirurgia ortognática, no entanto os resultados podem ser considerados clinicamente aceitáveis. Concluíram ainda que, nenhum *software* de planejamento pode ser considerado superior dentre os que se encontram disponíveis no mercado.

Rustemeyer et al. (2010) avaliaram a precisão do planejamento digital 2D em cirurgia ortognática, com o objetivo de analisar as diferenças entre o traçado preditivo virtual e o resultado pós-operatório. Para tanto, 54 pacientes submetidos a cirurgia ortognática foram avaliados através de medidas angulares adquiridas a partir do traçado preditivo pré-operatório e do traçado cefalométrico pós-operatório, com o auxílio do *software* de planejamento digital

Onxy Ceph® v. 2.7.19 (Image Instruments, Chemnitz, Germany). Foi encontrado como resultado que não houve diferenças estatisticamente significantes entre as medidas e o real procedimento cirúrgico, logo concluíram que o traçado cefalométrico preditivo 2D é uma ferramenta precisa para o planejamento cirúrgico, contudo se a cirurgia planejada envolver grandes alterações no plano transversal, recursos de planejamento 3D devem ser utilizados.

Donatsky et al. (2011) avaliaram o resultado esquelético e de tecidos moles obtidos no pós-operatório comparativamente ao traçado preditivo realizado no período pré-operatório em pacientes submetidos a cirurgia ortognática. Para tanto, 100 pacientes consecutivos que apresentavam deformidades dentofaciais variadas requerendo tanto cirurgia mono ou bimaxilar, foram incluídos no estudo. A partir de radiografias cefalométricas de perfil foi utilizado o *software* de planejamento bidimensional TIOPS para confecção do traçado preditivo, que foi comparado com a radiografia pós-operatório 5 a 6 semanas após a cirurgia. Os autores encontraram que o *software* apresentou alta capacidade de previsão dos resultados cirúrgicos, independente da movimentação cirúrgica realizada.

Os recentes avanços na tecnologia de imagens médicas aplicadas a cirurgia ortognática, permitiram ao cirurgião a utilização sem precedentes da avaliação digital e tridimensional para determinação do diagnóstico e plano de tratamento cirúrgico, incluindo os traçados de predição referentes à movimentação cirúrgica planejada, bem como visualização volumétrica das mudanças ocorridas em tecido mole decorrentes da cirurgia (SWENNEN et al, 2009).

A transição da avaliação bidimensional para uma avaliação tridimensional nos pacientes com deformidades dentofaciais que requerem tratamento orto-cirúrgico vem ocorrendo de forma gradual, em grande parte devido à necessidade de quebra de paradigmas, bem como ao aumento de custos, adequação técnica para utilização dos novos sistemas e confiabilidade nos dados (CEVIDANES et al. 2010; SOUZA CARVALHO et al, 2012).

Nalçaci et al. (2010) avaliaram a confiabilidade da cefalométrica 3D em relação ao método tradicional de cefalometria 2D, através da realização de tomografia computadorizada e radiografia cefalométrica em 10 pacientes que se submeteriam a cirurgia ortognática. A partir da imagem da TC foi realizada reconstrução 3D da imagem pelo *software* Mimics® 9.0 (Leuven, Bélgica), as principais ferramentas deste programa são: cefalometria 3D, planejamento virtual da cirurgia ortognática e simulação dos resultados em tecido mole. Tendo o referido *software* como base de trabalho, foi realizada a análise cefalométrica 3D, sendo mensuradas 14 medidas cefalométricas angulares, esses valores foram comparados com a análise cefalométrica convencional realizada sobre radiografia convencional. Os autores concluíram que a cefalometria 3D é um método confiável de avaliação ortodôntica.

Medelnik et al. (2011) avaliaram a precisão de reconstruções 3D obtidas a partir de exames de TCFC e TCMS. Uma cabeça de cadáver fresco foi submetida a exame de TC em quatro aparelhos de TCFC e um aparelho de TCMS de 64 canais. Em seguida os dados em formato DICOM foram exportados para o *software* VoXim® 6.1, onze pontos anatômicos foram localizados seguido de cinco medidas lineares e uma angular na imagem 3D obtida por cada tipo de tomógrafo. Os valores obtidos foram comparados entre

si, os autores encontraram como conclusão clínica que todas as imagens 3D obtidas a partir de diferentes tomógrafos foram precisas para a realização de medições.

Kim et al. (2012) avaliaram a acurácia de medidas lineares em imagens tridimensionais, utilizaram 24 crânios secos que foram submetidos a exame por tomografia computadorizada multicortes e de feixe cônico, 14 pontos cefalométricos de referência foram utilizados a fim de realizar 21 medidas lineares tanto diretamente no crânio seco com paquímetro, quanto nas imagens 3D com réguas digitais do *software* OnDemand™ 1.0 (Cybermed, Seoul, Korea), as medidas foram realizadas por um examinador por três vezes com intervalo de 4 semanas entre elas. Os autores encontraram como resultados que não houve diferença estatisticamente significativa entre as medições realizadas no crânio seco e as medidas realizadas nas imagens tridimensionais obtidas a partir da TCFC e da TCMS.

Gaia et al. (2013) avaliaram a precisão e acurácia de medidas lineares relacionadas a osteotomia tipo Le Fort I em imagem 3D. 11 crânios secos foram submetidos a exame de tomografia de feixe cônico e multicortes de 64 canais. Os dados obtidos em formato *dicon* foram exportados para o *software* Vitrea 3.8.1 a fim de obter a reconstrução tridimensional, dois examinadores realizaram 11 medidas virtuais, em cada crânio seco, por duas vezes com intervalo de sete dias entre as medições, um terceiro avaliador realizou as mesmas medições diretamente sobre os crânios secos com paquímetro digital. Os autores encontraram como resultados que não houve diferença estatisticamente significativa entre as medidas virtuais em comparação a

medida real, concluindo, assim, que as medidas lineares em imagem 3D são precisas.

2.2.1 Dolphin Imaging *Software*

Magro-Filho et al. (2010) em seu estudo buscaram comparar de forma subjetiva a simulação de tecidos moles realizada por dois *softwares* de planejamento cirúrgico. Para tanto, 10 pacientes portadores de deformidade tipo classe III de Angle, que estavam em programação para realização de cirurgia ortognática bimaxilar, tiveram seus traçados preditivos realizados nos *softwares* Dentofacial Planner Plus® [Dentofacial *Software*, Toronto, Ontario, Canada] e Dolphin Imaging® [version 9.0, Dolphin Imaging *Software*, Canoga Park, Calif]). As imagens do período pré-operatório, simulações do resultado pós-operatório e resultado real, com seis meses de pós-operatório foram agrupadas, e avaliadas de forma subjetiva por 101 dentistas incluindo ortodontistas, CTBMF, e clínico geral buscando avaliar pontos específicos da face, bem como classificar o grau de similaridade entre as simulações e o real resultado. Os autores encontraram que houve diferenças estatisticamente significativas entre os *softwares* quando cada ponto foi julgado individualmente; o Dolphin Imaging® *Software* apresentou melhor predição da ponta do nariz, mento e região submandibular, enquanto que o Dentofacial Planner Plus® obteve melhores resultados prevendo a região de nasolabial e lábios. Na avaliação geral do perfil não foi observada diferenças estatisticamente significantes entre os *softwares*.

Ordobazari et al. (2010) realizaram em seu estudo uma comparação entre os traçados preditivos manuais e aqueles produzidos a partir de *software*

de planejamento 2D em pacientes que seriam submetidos a cirurgia ortognática. Com esta finalidade, 20 pacientes portadores de deformidade classe III de Angle, associado a excesso vertical de maxila foram avaliados. Os traçados preditivos manuais foram realizados, bem como traçados preditivos digitais, através do *software* de planejamento 2D, Dolphin Imaging Software® v. 10.0, por meio de medidas angulares e lineares compararam os dois traçados, os autores concluíram que não existiu diferenças estatisticamente significantes entre os métodos, logo o *software* teve uma boa acurácia na predição de resultados cirúrgicos.

De Lira et al. (2012) avaliaram em seu estudo a acurácia do traçado preditivo digital produzido pelo software de planejamento Dolphin, em relação ao resultado facial final pós-operatório. Foram avaliados 76 pacientes portadores de mal oclusão classe III de Angle que foram submetidos a cirurgia ortognática, no período de 1998 a 2006. Desses, 36 pacientes realizaram cirurgia para avanço de maxila isolado (Grupo 1), através de osteotomia tipo Le Fort I, enquanto que em 40 pacientes, o planejamento consistiu em cirurgia combinada, avanço de maxila e recuo de mandíbula, através de osteotomia tipo Le Fort I e osteotomia sagital do ramo mandibular bilateral respectivamente (Grupo 2). O traçado cefalométrico preditivo digital foi realizado através do Dolphin Imaging Software® v. 11.0 utilizando radiografias cefalométricas digitais, o resultado final foi avaliado através de radiografia cefalométrica obtida com um mínimo de um ano pós-operatório comparado ao traçado preditivo digital. Os autores encontraram como resultados que o avanço maxilar foi obtido de acordo com a previsão do *software*, já o recuo da mandíbula foi

estatisticamente maior que a estimativa fornecida pelo *software*, contudo não invalida o *software* de planejamento.

Periago et al. (2008) compararam a confiabilidade e precisão de medidas lineares realizadas em reconstruções 3D geradas pelo *software* Dolphin 3D[®] derivadas de exame por tomografia computadorizada de feixe cônico. Para tanto, 23 crânios secos com mandíbula seca foram tomografados usando o aparelho de TCFC, I-CAT[®]; os dados da imagem foram importados para o Dolphin Imaging 3D[®] onde foram obtidas as imagens tridimensionais, a partir desta imagem foram identificados pontos cefalométricos e foram realizadas 14 medidas lineares entre estes pontos, a mesma medição foi realizada no crânio seco, todas as medidas foram repetidas três vezes. Como resultados os autores encontraram uma confiabilidade menor para as medições realizadas na imagem 3D em relação ao crânio seco; bem como observaram um erro médio estatisticamente significativo para as medições tridimensionais, além de diferenças estatisticamente significativas entre os valores das medidas lineares virtuais e a medida real.

Berco et al. (2009) buscaram avaliar em seu estudo a precisão e confiabilidade de medições em imagens 3D obtidas a partir de TC de feixe cônico. Para este fim foi utilizado um crânio seco onde foram identificados 17 pontos de referência. Estes pontos foram marcados com esferas metálicas de 0,5mm de diâmetro e em seguida foram realizadas 22 medidas lineares entre os pontos por dois avaliadores quatro vezes por cada avaliador em diferentes períodos de tempo, posteriormente, o crânio foi submetido a TCFC duas vezes, na primeira com o plano de Frankfort paralelo ao solo e na segunda com o referido plano a 45° do solo. Os arquivos obtidos foram inseridos no *software*

Dolphin Imaging 3D® a fim de obter a reconstrução tridimensional, a partir da imagem 3D as mesmas medições realizadas previamente, foram feitas digitalmente. Os autores encontraram como resultados que não houve diferença estatisticamente significativa das medições em relação ao posicionamento do crânio durante a tomada tomográfica, os autores observaram ainda que houve uma alta confiabilidade das medições realizadas na imagem tridimensional, concluindo, assim, que a tecnologia 3D via tomografia de feixe cônico pode ser utilizada no diagnóstico e planejamento ortodôntico.

Schlicher et al. (2012) avaliaram em seu estudo a precisão e a consistência na localização pontos cefalométricos em imagens 3D, dezenove pacientes em programação para tratamento ortodôntico no período de 2004 a 2007 foram submetidos a exame por TCFC, os dados obtidos a partir das tomografias foram exportados para o *software* Dolphin Imaging® v. 10.1 a fim de identificar os pontos anatômicos na imagem tridimensional. Nove examinadores identificaram 32 pontos cefalométricos para os 19 pacientes estudados. Os autores encontraram como resultados que não houve diferenças estatisticamente significantes na consistência dos examinadores em localizar os pontos cefalométricos entre os examinadores observaram ainda que pontos em regiões curvas continuam sendo os que apresentam a mais erros de marcação.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a acurácia de reconstruções 3D virtuais geradas pelo *software* de planejamento cirúrgico digital Dolphin 3D® (*Dolphin Imaging & Management Solutions*; Chatsworth, CA).

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, nas regiões anterior e posterior de cada mandíbula) em reconstruções tridimensionais virtuais geradas pelo *software* Dolphin 3D® (*Dolphin Imaging & Management Solutions*, Chatsworth, CA);

- Obtidas a partir de exames de TC:

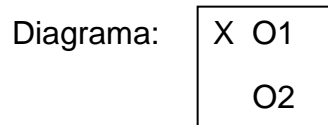
- *Fanbeam* helicoidal *singleslice*;
- *Fanbeam* helicoidal *multislice* (de 4 e 128 canais);
- *Conebeam* com diferentes tamanhos de *voxel*.

- Verificar o erro dimensional (em valores absolutos e relativos) das reconstruções 3D virtuais geradas pelo referido *software*, obtidas a partir de exames de TC *fanbeam* e *conebeam*.

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).

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 (Figura 1). 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 desta 5 mm, para direita e esquerda, e a linha horizontal foi traçada paralela à base da mandíbula, passando 8 mm acima desta (Figura 2). As distâncias utilizadas para se desenhar às linhas de referência para confecção dos defeitos ósseos foram aferidas com um paquímetro digital (série 727 - Starrett® Indústria e Comércio Ltda., Itu – São Paulo, Brasil). As brocas foram montadas em uma peça reta de mão acoplada a um motor elétrico de bancada em uma velocidade de 1200 rpm. Foram confeccionados, no total, quarenta defeitos ósseos (Figura 3), 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 (Figura 4).

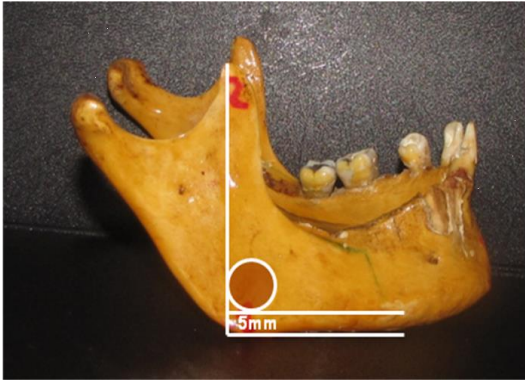


Figura 1: Delimitação do defeito ósseo a ser confeccionado na região de ângulo

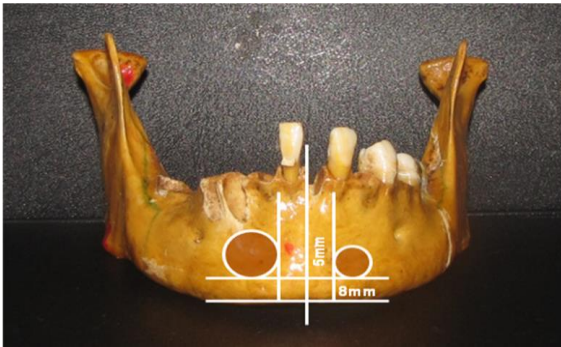


Figura 2: Delimitação do defeito ósseo a ser confeccionado na região de para-sínfise



Figura 3: Confeção do defeito ósseo na região para-sinfisária



Figura 4: Mandíbula seca após confecção dos defeitos ósseos

4.4.2 Exames de Tomografia Computadorizada

4.4.2.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA *FANBEAM*

Cada uma das mandíbulas foi submetida a exame de TC helicoidal *singleslice* (SOMATON Spirit[®], Siemens, Erlangen, Alemanha), no setor de Diagnóstico por Imagens do Complexo Hospitalar Universitário Professor Edgar Santos (UFBA), em Salvador – BA. E ainda a TCMS de 4 canais (Asteion S4[®], Toshiba Medical System, Japão) em uma clinica particular de diagnóstico por imagens da cidade de Salvador - BA, e de 128 canais (Optima CT660[®], GE Healthcare, Wisconsin, EUA) no setor de Diagnóstico por Imagens do Hospital Ana Nery, Salvador. - BA.

Foram obtidos cortes volumétricos axiais, no modo helicoidal, com filtro para osso e FOV de aproximadamente 250 mm, sem inclinação do *gantry*. Os cortes axiais 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. Os cortes axiais gerados foram os mais finos possíveis para cada equipamento (1mm para a TC helicoidal *singleslice*; 0,5mm para a TCMS de 4 canais; e 0,625mm para a TCMS de 128 canais). 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 *CONEBEAM*

As mesmas mandíbulas foram submetidas ao exame de TCFC, no aparelho i-CAT[®]. Para a aquisição das imagens as mandíbulas foram posicionadas com sua base paralela ao plano horizontal, sendo fixadas com

isopor e fita adesiva. Foram obtidas imagens com *voxels* de três diferentes tamanhos (0,2 mm; 0,3 mm e 0,4mm) e FOV de 8 cm. Esses exames foram realizados no setor de Radiologia da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo - FOB-USP, e salvos em CD-ROM, no formato DICOM.

4.5 OBTENÇÃO DAS RECONSTRUÇÕES TRIDIMENSIONAIS

Os arquivos dos exames, salvos no formato DICOM em mídia eletrônica, foram processados no *software* Dolphin Imaging 3D® v. 11.5 (*Dolphin Imaging & Management Solutions*, Chatsworth, CA), no Serviço de Ortodontia da FOUFBA, seguindo os parâmetros *default* do programa, para obtenção das reconstruções tridimensionais virtuais das mandíbulas (Figura 5), no modo “*Hard Tissue – Translucent*”.

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 6), e nas reconstruções 3D virtuais, com as réguas eletrônicas próprias do *software* (Figura 7). As medidas foram feitas por dois avaliadores, duas vezes, com um intervalo de no mínimo sete dias entre as avaliações. Todas as medidas foram feitas de forma padronizadas, e foram realizadas na cortical externa do defeito, tanto na mandíbula seca quanto na imagem 3D. No *software*, as medidas eram realizadas deixando-se a imagem do defeito ósseo voltada para o examinador.

As medidas foram tabuladas em planilhas específicas no programa Microsoft Excel® e posteriormente foram submetidas à análise estatística no programa BioEstat® v. 5.3.

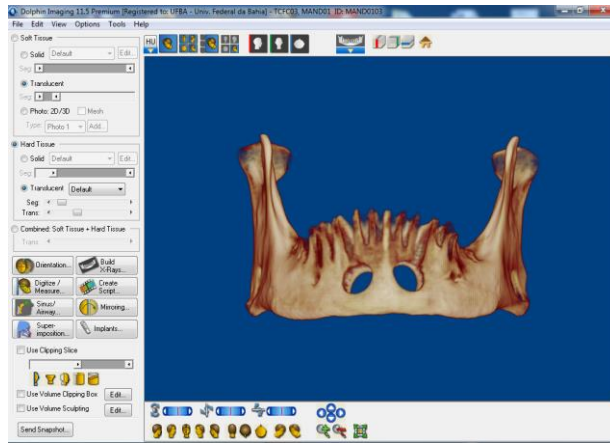


Figura 5: Mandíbula seca após reconstrução 3D no *software*



Figura 6: Aferição da mandíbula seca na região posterior com o paquímetro digital

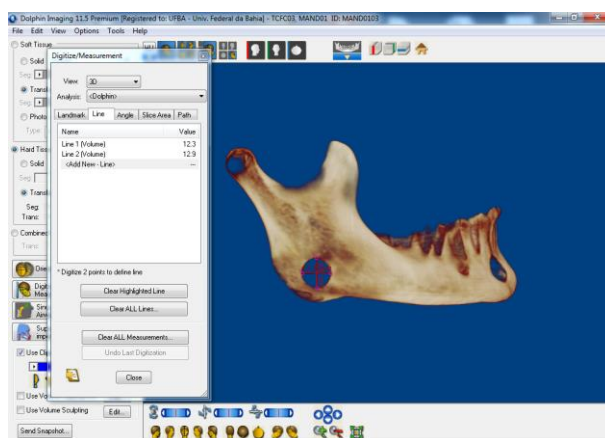


Figura 7: Aferição na imagem 3D na região posterior da mandíbula com régua digital do *software*

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, e quatro tipos de exame de TC, tendo a TCFC três protocolos de tamanho de *voxel*. No total, foram obtidas 480 medidas por cada examinador, em cada uma de suas avaliações. Os dados foram anotados em fichas elaboradas para este fim (ANEXO B).

4.7 ANÁLISE DOS DADOS

Inicialmente foi avaliada a concordância intra e interexaminadores pelo Teste de Concordância de Bland & Altman.

Para avaliação das medições realizadas foi calculada a média das duas medidas obtidas pelo examinador, e em seguida foi realizado o teste ANOVA entre todas as medidas obtidas da mandíbula seca e as medidas virtuais correspondentes, a fim de avaliar se houve diferenças entre os tipos de TC. Após esta avaliação inicial foi aplicado o teste *post hoc* de Dunnett a fim de verificar quais os grupos individualmente em relação ao padrão ouro foram responsáveis pela significância estatística. 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 95% ($p < 0,05$).

Em seguida, foram calculados o erro médio absoluto e relativo, utilizando-se as fórmulas abaixo, respectivamente, 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 (%) = $\frac{\text{valor da mandíbula seca} - \text{valor da imagem virtual}}{\text{valor da mandíbula seca}} \times 100\%$

valor da mandíbula seca

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

5 RESULTADOS

No presente estudo foi avaliada a precisão das reconstruções 3D, geradas pelo *software* de planejamento cirúrgico Dolphin Imaging 3D®, a partir de exames de TC obtidos por três equipamentos médicos e outro odontológico. Para esta avaliação, foram obtidas medidas lineares, verticais e horizontais, localizadas na região anterior e posterior das mandíbulas. Tais medidas foram realizadas nas imagens virtuais com auxílio de ferramenta de medição eletrônica do *software*, e foram comparadas com as medidas correspondentes mensuradas nas respectivas mandíbulas secas que deram origem aos exames de TC, sendo estas realizadas com um paquímetro eletrônico digital.

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 seis diferentes protocolos, o que determinou a realização de 480 medidas, em cada uma das avaliações. Dessa forma, no total cada avaliador realizou 960 medidas eletrônicas. Além dessas, ainda foram obtidas oitenta medidas nas dez diferentes mandíbulas secas, em cada uma das duas avaliações.

Calculada a concordância intra-examinador pelo Teste de Concordância de Bland & Altman, obteve-se uma muito forte correlação entre as duas avaliações realizadas nas imagens virtuais do examinador 1 ($r= 0,98$) e do examinador 2 ($r= 0,99$). Quanto às medidas do padrão-ouro, obteve-se uma concordância intra-examinador também muito forte ($r=0,99$). A concordância interexaminador, realizada a partir da segunda medida de cada um dos examinadores, também foi considerada muito forte ($0,98$).

Para os cálculos estatísticos, utilizou-se as médias das duas medidas realizadas apenas pelo avaliador 2.

Comparando-se todos os grupos (diferentes equipamentos ou protocolos de TC e padrão-ouro) pelo teste ANOVA não houve diferença estatisticamente significativa entre eles ($p= 0.226$). Aplicado o teste *post hoc* de Dunnett foi confirmada que não houve diferença estatística entre grupos (Tabela 1).

Tabela 1: Comparação das distâncias lineares obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens 3D virtuais, a partir de seis diferentes protocolos de TC

Equipamento / protocolo de TC	Média (mm)	Média do padrão-ouro (mm)	n	Valor de p
TCFC 0,2mm	10,53	10,18	80	0,416
TCFC 0,3mm	10,66		80	0,145
TCFC 0,4mm	10,64		80	0,172
TC singleslice	10,67		80	0,134
TCMS 4 canais	10,34		80	0,953
TCMS 128 canais	10,58		80	0,296

*diferença estatística

Analisando as medidas de acordo com sua direção, os resultados da análise estatística ANOVA mostram que não houve diferença estatisticamente significativa ($p= 0,730$) para as medidas horizontais, aplicado o teste *post hoc* de Dunnett, também não foi encontrada diferença estatística (Tabela 2). Para as medidas verticais também não houve diferença estatisticamente significativa pelo teste ANOVA ($p= 0,594$). Aplicado o teste de Dunnett, foi confirmado que não houve diferença estatisticamente significativa de cada grupo para o padrão ouro (Tabela 3).

Tabela 2: Comparação das distâncias lineares horizontais obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens 3D virtuais, a partir de seis diferentes protocolos de TC

Equipamento / protocolo de TC	Média (mm)	Média do padrão-ouro (mm)	n	Valor de p
TCFC 0,2mm	10,54	10,18	40	0,741
TCFC 0,3mm	10,63		40	0,538
TCFC 0,4mm	10,63		40	0,518
TC singleslice	10,61		40	0,566
TCMS 4 canais	10,33		40	0,995
TCMS 128 canais	10,56		40	0,699

Tabela 3: Comparação das distâncias lineares verticais obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens 3D virtuais, a partir de seis diferentes protocolos de TC

Equipamento / protocolo de TC	Média (mm)	Média do padrão-ouro (mm)	n	Valor de p
TCFC 0,2mm	10,54	10,18	40	0,757
TCFC 0,3mm	10,70		40	0,396
TCFC 0,4mm	10,66		40	0,487
TC singleslice	10,73		40	0,342
TCMS 4 canais	10,36		40	0,987
TCMS 128 canais	10,61		40	0,594

*diferença estatística

Ainda foram comparadas as medidas realizadas, em relação a sua localização na mandíbula. Na região anterior não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos, pelo teste ANOVA ($p= 0,827$) e confirmado pelo *post hoc* de Dunnett (Tabela 4). Para a região posterior mandíbula também não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos pelo teste ANOVA ($p= 0,453$). Confirmado pelo teste *post hoc* de Dunnett (Tabela 5).

Tabela 4: Comparação das médias das distâncias lineares na região anterior obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes médias das medidas eletrônicas obtidas das imagens 3D virtuais, a partir de seis diferentes protocolos de TC

Equipamento / protocolo de TC	Média (mm)	Média do padrão-ouro (mm)	n	Valor de p
TCFC 0,2mm	10,57	10,33	40	0,944
TCFC 0,3mm	10,71		40	0,708
TCFC 0,4mm	10,68		40	0,762
TC singleslice	10,72		40	0,688
TCMS 4 canais	10,39		40	1,0
TCMS 128 canais	10,66		40	0,817

Tabela 5: Comparação das distâncias lineares na região posterior obtidas das mandíbulas secas (padrão-ouro) com suas correspondentes medidas eletrônicas obtidas das imagens 3D virtuais, a partir de seis diferentes protocolos de TC

Equipamento / protocolo de TC	Média (mm)	Média do padrão-ouro (mm)	n	Valor de p
TCFC 0,2mm	10,51	10,03	40	0,476
TCFC 0,3mm	10,62		40	0,259
TCFC 0,4mm	10,61		40	0,275
TC singleslice	10,63		40	0,248
TCMS 4 canais	10,30		40	0,912
TCMS 128 canais	10,51		40	0,462

*diferença estatística

Em seguida foi avaliado o erro médio absoluto e relativo das medidas obtidas das imagens virtuais em relação às medidas do padrão-ouro. Os resultados do teste ANOVA mostraram haver diferença estatisticamente significativa ($p = 0,0165$) entre os grupos (Quadro 1). Aplicado o teste *post hoc* de Tuckey, foi observado que as diferenças ocorreram entre a TCFC 0,2mm e a TCMS de 4 canais ($p < 0,05$); a TCFC 0,4mm e a TCMS de 4 canais ($p < 0,05$); e a TCMS de 4 canais e a de 128 canais ($p < 0,05$) (Quadro 2).

Quadro 1: Erro dimensional absoluto e relativo produzido nas imagens tridimensionais pelo *software* de planejamento cirúrgico Dolphin Imaging 3D®

Equipamento/ protocolo de TC	Média do erro absoluto (mm)	Média do erro relativo (%)	Valor de p
TCFC 0,2mm	0,36	4	0,0165*
TCFC 0,3mm	0,49	5	
TCFC 0,4mm	0,47	5	
TC singleslice	0,50	5	
TCMS 4 canais	0,36	4	
TCMS 128 canais	0,40	4	

*diferença estatística

Quadro 2: Comparação do erro dimensional produzido na imagens 3D entre todos os protocolos de aquisição da imagem

Equipamento / protocolo de TC	TCFC 0,2mm	TCFC 0,3mm	TCFC 0,4mm	TC singleslice	TCMS 4 canais	TCMS 128 canais
TCFC 0,2mm		p >0,05	p >0,05	p >0,05	p < 0,05*	p >0,05
TCFC 0,3mm			p >0,05	p >0,05	p >0,05	p >0,05
TCFC 0,4mm				p >0,05	p < 0,05*	p >0,05
TC singleslice					p >0,05	p >0,05
TCMS 4 canais						p < 0,05*
TCMS 128 canais						

*diferença estatística

Foi avaliado o erro médio em relação às medidas lineares verticais onde não foi observada diferença estatística ($p= 0.1524$) e nas medidas horizontais, onde foi encontrada diferença estatística ($p=0.0185$). As diferenças ocorreram entre a TCFC 0,2mm e a TCMS de 4 canais ($p < 0,05$); a TCFC 0,3mm e a TCMS de 4 canais ($p < 0,05$); a TCFC 0,4mm e a TCMS de 4 canais ($p < 0,05$); TC *singleslice* e a TCMS de 4 canais ($p < 0,05$) e a TCMS de 4 canais e a de 128 canais ($p < 0,05$) (Quadro 3).

Ainda, foi avaliado o erro médio por região, não foi observada diferença estatisticamente significativa tanto para a região de para-sínfise ($p=0.05$) quanto para a região de ramo da mandíbula ($p=0.266$)

Quadro 3: Avaliação do erro dimensional produzido na imagens 3D para medidas horizontais

Equipamento / protocolo de TC	TCFC 0,2mm	TCFC 0,3mm	TCFC 0,4mm	TC singleslice	TCMS 4 canais	TCMS 128 canais
TCFC 0,2mm		p >0,05	p >0,05	p >0,05	p < 0,05*	p >0,05
TCFC 0,3mm			p >0,05	p >0,05	p < 0,05*	p >0,05
TCFC 0,4mm				p >0,05	p < 0,05*	p >0,05
TC singleslice					p < 0,05*	p >0,05
TCMS 4 canais						p < 0,05*
TCMS 128 canais						

*diferença estatística

Quadro 4: Distribuição dos erros dimensionais produzido na imagens 3D entre todos os protocolos de aquisição da imagem

Equipamento/ protocolo de TC	Erro menor que 0,5mm	Erro de 0,6 a 1mm	Erro de 1,1mm a 1,5mm	Erro de 1,6 mm a 2,0mm	Erro maior que 2mm
TCFC 0,2mm	71,25%	28,75%	-	--	--
TCFC 0,3mm	61,25%	36,25%	2,5%	--	--
TCFC 0,4mm	56,25%	43,75%	-	--	--
TC singleslice	58,75%	37,50%	3,75%	--	--
TCMS 4 canais	82,50%	11,25%	5%	--	1,25%
TCMS128 canais	85%	15%	--	--	--

6 DISCUSSÃO

O avanço tecnológico é frequente na Odontologia. A incorporação da TCFC ao arsenal de exames complementares, bem como a disseminação do seu uso entre a comunidade odontológica, e ainda a utilização de recursos 3Ds para fins de diagnóstico e planejamento com o auxílio de *softwares*, tem aumentado gradativamente, em especial nas áreas da radiologia, ortodontia, cirurgia bucomaxiofacial e implantodontia (WHITE et al. 2008; DE VOS et al., 2009)

Na cirurgia bucomaxilofacial, os recursos 3D estão frequentemente relacionados ao planejamento de procedimentos operatórios voltados para cirurgia de implantes; tratamento de patologias do complexo maxilomandibular, através da obtenção de biomodelos confeccionados a partir da imagem 3D, tratamento de fraturas faciais e, cirurgias ortognáticas. Por meio de *softwares* específicos é possível simular o ato cirúrgico em ambiente virtual, o que contribui com o seu planejamento (SWENNEN et al, 2009; CEVIDANES et al. 2010; QUEVEDO et al. 2011).

Frente aos *softwares* de planejamento da cirurgia ortognática, a maior parte dos estudos na literatura estão voltados para avaliar a precisão das simulações do resultado cirúrgico (KAIPATUR et al. 2009; MAGRO FILHO et al 2010; DE LIRA et al. 2012) ou avaliar a precisão na identificação de pontos cefalométricas (NALÇAÇI et al 2010; SOUZA CARVALHO et al, 2012). No entanto estudos voltados para a avaliação da fidelidade dos modelos 3D obtidos a partir desses *softwares* cirúrgicos são escassos (DAMSTRA et al. 2010; GAIA et al 2013), incluindo o *Dolphin Imaging*[®] utilizado no presente estudo (PERIAGO et al. 2008; BERCO et al. 2009).

A qualidade da imagem 3D está diretamente relacionada a uma correta aquisição. Alterações no posicionamento da cabeça do paciente ou movimentações durante o exame podem promover alterações na imagem, logo um protocolo rígido deve ser seguido para a aquisição da imagem (SWENNEN et al. 2006). Apesar do estudo realizado por El-Beialy et al. (2011) indicar que o posicionamento da cabeça não afeta as medidas lineares em imagens 3D, o protocolo utilizado no presente estudo manteve o objeto de avaliação, a mandíbula seca, em uma posição centralizada para a aquisição na TCFC e para a TC *singleslice* e TCMS, sem inclinação do *gantry*.

Em relação a TCFC, um fator diretamente associado à qualidade imagem 3D reconstruída é o tamanho do *voxel*. Tecnicamente, exames de TCFC adquiridos com voxel de menor tamanho, permitiriam imagens de melhor qualidade. O presente estudo vai de encontro aos achados dos autores MARET et al (2012), apesar das diferenças metodológicas, já que eles observaram diferenças estatisticamente relevantes entre a medida padrão ouro e as medições realizadas na imagem 3D obtida a partir do exame de TCFC de 0,3mm de *voxel*. Para os exames de TCFC de 0,2 e 0,4mm de *voxel* não foram observadas diferenças estatisticamente significativas em relação ao padrão ouro, corroborando com os achados da literatura (DAMSTRA et al. 2010; MARET et al. 2012).

A utilização de diferentes tamanhos do *voxel* utilizado nos exames de TCFC também está diretamente relacionada à dose de radiação a que um paciente é exposto durante o exame. A literatura apresenta relatos divergentes quanto a este aspecto. Alguns autores (LIANG et al. 2010; MEDELNIK et al. 2011; MARET et al. 2012) apontam que exames de TCFC adquiridos com

voxel de menor tamanho, logo de maior resolução, gerariam imagens de melhor qualidade e teriam uma capacidade para o diagnóstico mais acurada. No entanto outros autores (BALLRICK et al 2008; DAMSTRA et al. 2010; PRIMO et al. 2012) reportam que não há diferenças significativas entre imagens de TCFC com tamanho de *voxels* de 0,2mm a 0,4mm. O presente estudo corrobora os achados dos autores já que através dos resultados obtidos não foi encontrado diferença estatisticamente significante entre as imagens provenientes de três tipos de TCFC (0,2; 0,3; 0,4mm de *voxel*). Considerando-se a importância do princípio ALARA, que prega a redução da dose de radiação ao paciente, pode-se sugerir que exames de até 0,4 mm de *voxel* são precisos o suficiente para produzir imagens fidedignas da anatomia, bem como fornecer medidas lineares acuradas.

A literatura relata que a fase de processamento digital da imagem pelo *software* pode gerar interferências nas reconstruções 3D (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 a configuração automática do *software* como medida de padronização.

Os estudos relatados na literatura voltados para avaliação da precisão e confiabilidade de medidas em reconstruções 3D produzidas por *softwares* específicos, em sua grande maioria, são realizados através de medições obtidas a partir de imagens de TC de crânios secos com marcadores pontuais fixados na superfície óssea (BERCO et al. 2009; DAMSTRA et al. 2010; NASER & MEHR 2013), medições em *phantom* radiográfico (EGGERS et al. 2008; LAMICHANE et al. 2009) ou através de medidas entre pontos

cefalométricos (PERIAGO et al. 2008; MOREIRA et al. 2009; NALÇACI et al. 2010). O presente estudo realizou medidas lineares horizontais e verticais de defeitos ósseos padronizados produzidos no objeto de estudo, a mandíbula seca, não utilizando marcadores de superfície para delimitar o local de medição, mas sim utilizando os limites visuais externos de um defeito ósseo criado, a fim de obter um estudo experimental que possa ser extrapolado para as condições clínicas reais de uso do *software*. Isto porque durante a utilização de imagens de pacientes para o planejamento cirúrgico não existem marcadores de orientação, logo todas as medições clínicas são feitas diretamente sobre a imagem.

A precisão de medidas lineares em imagens 3D obtidas a partir de diferentes exames tomográficos é motivo de estudo por vários autores e ainda apresenta achados divergentes na literatura. Vários autores relatam em seus respectivos estudos que não existem diferenças estatisticamente significantes entre as medidas obtidas em imagem 3D e as medidas correspondentes dos objetos reais (BERCO et al. 2009; MOREIRA et al. 2009; DAMSTRA et al. 2010; KIM et al. 2012; GAIA et al. 2013). Já outros autores encontraram diferença estatisticamente significativa entre as medidas lineares realizadas na imagem 3D e o valor de referência real. Contudo essas diferenças foram clinicamente irrelevantes, não invalidando, assim, a utilização dessa imagem para fins clínicos (BALLRICK et al 2008; PERIAGO et al. 2008; LIANG et al. 2010; NASER et al. 2013). Os resultados encontrados no presente estudo concordam com os autores uma vez que mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre as medidas em imagens obtidas de diferentes tomógrafos e o valor real.

A literatura pesquisada apresenta relatos variados com relação ao erro médio observado em reconstruções tridimensionais, sendo encontrados valores de 0,05 até 0,4mm de alteração dimensional para imagens 3D obtidas a partir de exames de TCFC (PERIAGO et al. 2008; BERCO et al. 2009; LIANG et al. 2010; DAMSTRA et al. 2010; PRIMO et al. 2012). O presente estudo se encontra dentro desta faixa de valores de erro absoluto médio visto que encontrou como erros médios para as TCFC de 0,2; 0,3 e 0,4 mm de *voxel* os respectivos valores: 0,36; 0,49 e 0,47mm, concordando ainda com os achados de Marmula et al. (2005). No trabalho desses autores o erro médio que não ultrapassasse 0,5mm seria clinicamente irrelevante. Observando a estratificação da magnitude do erro absoluto encontrado nos vários grupos, observa-se que foi a TCMS de 128 canais a que apresentou o maior percentual de erro na faixa de até 0,5mm, seguido da TCMS de 4 canais e TCFC com *voxel* 0,2mm. A TCMS de 128 canais e as TCFC com *voxel* de 0,2 e 0,4mm não apresentaram nenhum erro maior que 1mm. E apenas a TCMS de 4 canais apresentou erro absoluto maior que 2mm. Isso parece demonstrar a superioridade da TCMS de 128 canais e das TCFC com *voxel* de 0,2 e 0,4mm. A razão da TCFC com *voxel* de 0,3mm não ter mostrado o mesmo desempenho que os outros exames de TCFC é difícil de explicar, e talvez possa ser atribuído a erros eventuais que acabaram sendo percebidos na análise de dados.

Vale ressaltar que em relação às TCs *fanbeam*, os dados encontrados refletem o consenso da literatura, no qual os equipamentos mais modernos apresentam uma superioridade na qualidade da imagem, aliado a um decréscimo na dose de radiação do paciente. Assim a TCMS de 128 canais

apresentou, em termos de acurácia das imagens, desempenho semelhante ou mesmo superior às TCFC, com a metodologia aplicada neste estudo (EGGERS et al. 2008; LIANG et al. 2010; MEDELNIK et al. 2011; KIM et al. 2012)

Dentre as 480 médias das medições obtidas no presente estudo 92,5 % apresentaram valores mais altos que o valor médio real, esse achado pode ser explicado a partir dos estudos de Choi et al. (2002) que descreveram o efeito *dumb-bell* (ou efeito Haltere). Esse efeito refere-se ao aumento das medidas externas no modelo e diminuição das internas em relação ao objeto original, o presente estudo corrobora os achados dos autores visto que todas as medições foram realizadas na parte externa.

Partindo do pressuposto de que os defeitos produzidos na mandíbula seca foram feitos com broca trefina, circular, de diâmetro conhecido, e considerando-se que a imagem obtida a partir da tomografia computadorizada não deve apresentar distorção, qualquer medida realizada, passando pelo ponto central do defeito, deveria apresentar valores semelhantes entre as medidas horizontais e verticais, no entanto no presente estudo foi observada diferença estatística no erro médio horizontal. Como não foi encontrado outro estudo com metodologia semelhante para fins de comparação, uma hipotética explicação para este achado se encontra na capacidade de visualização do olho humano. Talvez a diferença tenha acontecido em virtude da dificuldade de determinar os pontos no espaço virtual no sentido horizontal, já que o volume permite a demarcação em profundidades diferentes, que visualmente se apresentam no mesmo ponto horizontal confundindo o cérebro. (BALDO & HADDAD 2003).

7 CONCLUSÃO

A metodologia aplicada no presente estudo permite concluir que não existiram diferenças significativas nas distâncias lineares dos defeitos ósseos, entre as mandíbulas secas humanas e suas respectivas reconstruções 3D, geradas por diferentes equipamentos de TC e tamanhos de *voxel*:

- as discrepâncias em sua maioria foram inferiores a 0,5mm, sobretudo na TCMS de 128 canais;
- não houve diferença estatisticamente significante entre as espessuras de corte de 0,2mm; 0,3 mm e 0,4 mm da TCFC;
- O *software* de planejamento cirúrgico Dolphin Imaging 3D® aferiu adequadamente as distâncias nas imagens virtuais 3D.

REFERÊNCIAS

ABRAMSON Z.; SUSARLA S.M.; LAWLER M.; BOUCHARD C.; TROULIS M.; KABAN L.B. Three-Dimensional Computed Tomographic Airway Analysis of Patients With Obstructive Sleep Apnea Treated by Maxillomandibular Advancement. *J Oral Maxillofac Surg* 2011; 69:677-686.

BALDO M.V.C.; HADDAD H. Ilusões: o olho mágico da percepção. *Rev Bras Psiquiatr.* 2003, 25: 6-11

BALLRICK J.W.; PALOMO J.M.; RUCH E.; AMBERMAN B.D.; HANS M.G. Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography machine. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:573-82

BAUMRIND S. The Road to Three-Dimensional Imaging in Orthodontics. *Semin Orthod* 2011; 17:2-12

BERCO et al. 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.

BOECK, E.M.; LUNARDI, N.; PINTO, A.S.; PIZZOL, K.E.D.C.; BOECK NETO, R.J.: Occurrence of Skeletal Malocclusions in Brazilian Patients with Dentofacial Deformities. *Braz Dent J*, 2011, 22(4):340-345

CALOSS, R.; ATKINS, K.; STELLA, J.P. Three-Dimensional Imaging for Virtual Assessment and Treatment Simulation in Orthognathic Surgery. *Oral Maxillofacial Surg Clin N Am*, 2007, 19:287–309

CEVIDANES L.H.C.; TUCKER S.; STYNER M.; KIM H. et al. Three-dimensional surgical simulation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;138:361-71

CHOI et al. Analysis of errors in medical rapid prototyping models *Dentomaxillofacial Radiology*, 2002, 31(4): 273-7.

DAMSTRA et al. 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.

DE LIRA, A.L.S.; MOURA, W.L; VIEIRA, J.M.B.; NOJIMA, M.G.; NOJIMA, L.I. Surgical Prediction of Skeletal and Soft Tissue Changes in Class III Treatment. *J Oral Maxillofac Surg.* 2012, 70: 290-297

DE VOS, W.; CASSELMAN, J.; SWENNEN, G. R. J. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2009; 38: 609–625.

DONATSKY, O; BJØRN-JØRGENSEN,J;HERMUND, N.U; NIELSEN, H;HOLMQVIST-LARSEN, M; NERDER, P.H. Accuracy of combined maxillary and mandibular repositioning and of soft tissue prediction in relation to maxillary antero-superior repositioning combined with mandibular set back A computerized cephalometric evaluation of the immediate postsurgical outcome using the TIOPS planning system. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 2009, 37: 279-284

EGGERS G.; KLEIN J.; WELZEL T. MUHLING J. Geometric accuracy of digital volume tomography and conventional computed tomography. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2008 ; 46: 639–644

EL-BEIALY A.R.; FAYED M.S.; EL-BIALY A.M. MOSTAFA Y.A. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography measurements: Influence of head orientation. *Am J OrthodDentofacial Orthop* 2011;140:157-65

FARMAN, A.G.; SCARFE, W.C. The Basics of Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography. *Seminars in Orthodontics*), 2009, 15(1): pp 2-13

FERRAZ et al. Effect of different surface processing protocols in three-dimensional images for rapid prototyping. *Advances in Engineering Software*, 2011, doi:10.1016.

GARIB, et al. 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.

GOSSET, C.B.; PRESTON, B.; DUNFORD, R.; LAMPASSO, J. Prediction Accuracy of Computer-Assisted Surgical Visual Treatment Objectives as Compared With Conventional Visual Treatment Objectives. *J Oral Maxillofac Surg*, 2005, 63:609-617

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. et al. Dimensional error of selective laser sintering, three-dimensional printing and PolyJet™ models in the reproduction of mandibular anatomy. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 2009 v. 37, n. 3, p. 167-173,

LAMICHANE M.; ANDERSON N.K.; RIGALI P.H. SELDIN E.B.; WILL L.A. Accuracy of reconstructed images from cone-beam computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:156: 1-6

LIANG et al. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy. *European Journal of Radiology*. 2010; v. 75, p. 270–274

LUDLOW J.B.; GUBLER M.; CEVIDANES L.; MOL A. Precision of cephalometric landmark identification: Cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:312: 1-10

KAIPATUR N, AL-THOMALI Y, FLORES-MIR C. Accuracy of computer programs in predicting orthognathic surgery hard tissue response. *J Oral Maxillofac Surg* 2009; 67(8):1628-39.

KAIPATUR N, FLORES-MIR C. Accuracy of computer programs in predicting orthognathic surgery soft tissue response. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009, 67:751-759

MAH J.K.; YI L.; HUANG R.C.; CHOO H. Advanced Applications of Cone Beam Computed Tomography in Orthodontics. *Semin Orthod* 2011;17:57-71

MAGRO-FILHO, O.; ÉRNICA, N.M.; QUEIROZ, T.P.; ARANEGA, A.M.; GARCIA JR, I.R. Comparative study of 2 software programs for predicting profile changes in Class III patients having double-jaw orthognathic surgery *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:452.e1-452.e5

MARMULLA R., WORTCHE R., MUHLING J., HASSFELD S. Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2005;34:28-31

MEDELNIK J.; HERTRICH K. ANDRESEN S.S.; HIRSCHFELDER U.; HOFMANN E. Accuracy of anatomical landmark identification using different CBCT- and MSCT-based 3D images: An in vitro study. *J Orofac Orthop* 2011; 72:261-278

MOREIRA C.A.; SALES A.O; LOPES P.M.L; CAVALCANTI M.G.P. Assessment of linear and angular measurements on threedimensional cone-beam computed tomographic images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;108:430-436

NALÇACI, R.; OZTURK, F.; SOKUCU, O. A comparison of two-dimensional radiography and three-dimensional computed tomography in angular cephalometric measurements. *Dentomaxillofacial radiology*, 2010, 39: 100-106

PRIMO B.T.; PRESSOTO A.C.; DE OLIVEIRA H.W.; GASSEN H.T.; MIGUENS JR S.A.Q.; SILVA JR A.N; HERNANDEZ P.A.G. Accuracy assessment of prototypes produced using multi-slice and cone-beam computed tomography. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2012; 41: 1291–1295.

OLATE, S. & CHAVES NETTO, H. D. M. Manipulacion del plano oclusal en cirugia ortognatica: consideraciones faciales. *Int. J. Odontostomat.* , 2010, 4(1):23-32

ORDOBAZARI, M; DAVOUDIAN, M; ORDOBAZARI, A. Comparison between Manual and Software Surgical Planning Predictions in Orthognathic Surgery. *Pesq Bras Odontoped Clin Integr* , 2010, 10(2):291-295

PAPODOUPOULOS et al. Three-dimensional craniofacial reconstruction imaging. *Oral Surg Oral Med Pathol Oral Radiol Endod.* v. 93, p. 382- 393, 2002.

QUEVEDO L.A.; RUIZ J.V.; QUEVEDO C.A. Using a Clinical Protocol for Orthognathic Surgery and Assessing a 3-Dimensional Virtual Approach: Current Therapy. *J Oral Maxillofac Surg.*2011; 69:623-637

RUSTEMEYER J.; GRODDECK A.; ZWERGER S.; BREMERICH, A. The accuracy of two-dimensional planning for routine orthognathic surgery. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2010, 48: 271–275

SCARIOT, R.; COSTA, D.J.; REBELLATO, N.L.B.; MULLER, P.R.; FERREIRA, R.C. Epidemiological analysis of orthognathic surgery in a hospital In Curitiba, Brazil: Review of 195 cases. *REV ESP CIR ORAL MAXILOFAC.* 2010;32(4):147-151

SCARFE et al. Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. *JCDA*, v. 72, n. 1, 2006.

SCHENDEL, S.A; LANE, C. 3D Orthognathic Surgery Simulation Using Image Fusion. *Semin Orthod* 2009;15: 48-56.

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 et al. Dimensional error in selective laser sintering and 3D-printing of models for craniomaxillary anatomy reconstruction. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 2008, 36: 443-449.

SOUZA-CARVALHO, AC.G.; MAGRO FILHO, O.; GARCIA JUNIOR, I.R.; ARAUJO, P.M.; NOGUEIRA, R.L.M. Cephalometric and three-dimensional assessment of superior posterior airway space after maxillomandibular advancement. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2012; 41: 1102-1111

SWENNEN G. R. J.; SCHUTYSER F. Three-dimensional cephalometry: Spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:410-6

SWENNEN G. R. J.; MOLLEMANS W. Three-Dimensional Treatment Planning of Orthognathic Surgery in the Era of Virtual Imaging. *J Oral Maxillofac Surg* 2009, 67:2080-2092

UEKI, K; MARUKAWA, K.; SHIMADA, M.; NAKAGAWA, K.; ALAM, S.; YAMAMOTO, E. Maxillary Stability Following Le Fort I Osteotomy in Combination With Sagittal Split Ramus Osteotomy and Intraoral Vertical Ramus Osteotomy: A Comparative Study Between Titanium Miniplate and Poly-L-Lactic Acid Plate. *J Oral Maxillofac Surg*, 2006, 64:74-80

WHITE, S.C.; PHAROAH, M.J. The Evolution and Application of Dental Maxillofacial Imaging Modalities. *Dent Clin N Am*. 2008, 52: 689–705

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

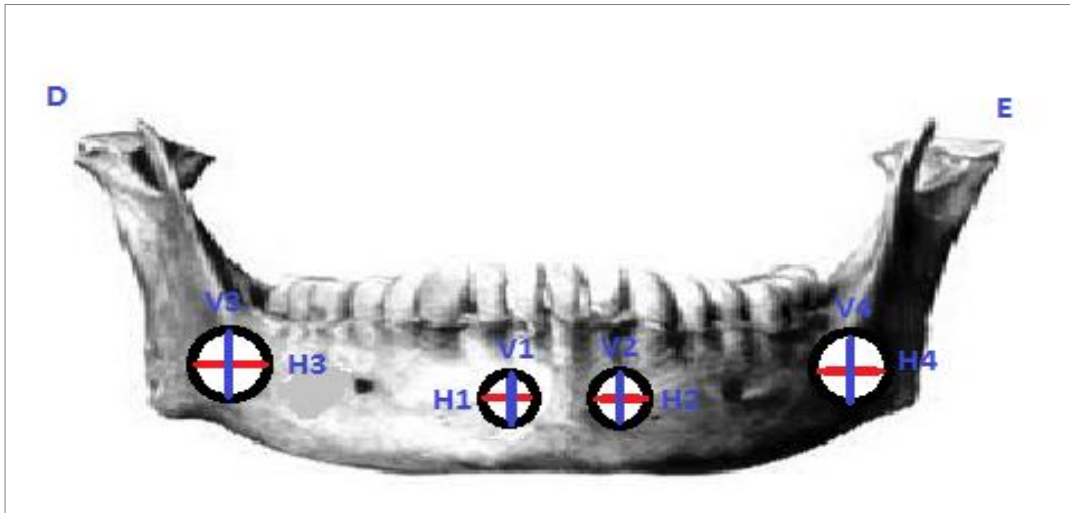
FICHA PARA REGISTRO DE MEDIDAS AFERIDAS

Nome do Avaliador: _____

Data do Exame: _____

Número da Mandíbula: _____

Tipo da TC: _____



1ª medida

2ª medida

H1: _____

H2: _____

H3: _____

H4: _____

V1: _____

V2: _____

V3: _____

V4: _____
