BRUNO FELIPE GAIA DOS SANTOS

Avaliação de medidas lineares para osteotomia tipo Le Fort I por meio de diferentes programas de imagem utilizando a tomografia computadorizada

São Paulo

2013

BRUNO FELIPE GAIA DOS SANTOS

Avaliação de medidas lineares para osteotomia tipo Le Fort I por meio de diferentes programas de imagem utilizando a tomografia computadorizada

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Doutor, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas.

Área de Concentração: Clínica Integrada

Orientador: Prof. Dr. Marcelo de Gusmão Paraíso Cavalcanti.

São Paulo

2013

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Santos, Bruno Felipe Gaia dos.

Avaliação de medidas lineares para osteotomia tipo Le Fort I por meio de diferentes programas de imagem utilizando a tomografia computadorizada / Bruno Felipe Gaia dos Santos ; orientador Marcelo de Gusmão Paraíso Cavalcanti. -- São Paulo, 2013.

78 p. : fig., tab., graf. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Clínica Integrada. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida.

1. Osteotomia. 2. Tomografia computadorizada por raios X. 3. Imagem radiográfica odontológica. I. Cavalcanti, Marcelo de Gusmão Paraíso. II. Título.

Santos BFG. Avaliação de medidas lineares para osteotomia tipo Le Fort I por meio de diferentes programas de imagem utilizando a tomografia computadorizada. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas.

Aprovado em: ____ / ____ /2013

Banca Examinadora

Prof(a).Dr(a)._____

Instituição:_____ Julgamento: _____

Prof(a).Dr(a)._____

Instituição:_____ Julgamento: _____

Prof(a).Dr(a)._____

Instituição:_____ Julgamento: _____

Prof(a).Dr(a)._____

Instituição:_____ Julgamento: _____

Prof(a).Dr(a)._____

Instituição:_____ Julgamento: _____

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos meus familiares pela ajuda, paciência e compreensão, em especial aos meus pais, Clóvis e Rosa, e a minha avó Guilhermina. A família é e sempre será o alicerce principal da vida. Obrigado pelos ensinamentos e pelo amor incondicional; sou o que sou graças a vocês.

Ao meu querido e amado irmão, Diego, um exemplo, verdadeira inspiração pessoal e profissional.

A minha amada esposa, Tatiana, sinônimo de amor, alegria, companheirismo. Obrigado por me apoiar sempre e me amar desta forma única. Encontrar o amor verdadeiro é para poucos e certamente faz a vida muito melhor, diminuindo as dificuldades e engrandecendo as conquistas.

Ao professor Marcelo Cavalcanti, obrigado pelos ensinamentos, pela confiança, pelas oportunidades e por permitir minha participação na equipe vencedora do LABI 3D. Mais do que pesquisa fiz verdadeiros amigos. Obrigado.

Aos amigos integrantes do LABI 3D Felipe, Lucas, Oséas e Otávio, pela ajuda e principalmente pela amizade.

Aos amigos que passaram pelo LABI 3D, especialmente Carla e Patrícia, obrigado pela inspiração, ajuda e possibilidade de desenvolvimento deste trabalho.

Ao Professor Dr. Elio Hitoshi Shinohara obrigado por me mostrar os caminhos da nossa especialidade; sem seus ensinamentos e amizade; o meu mais sincero obrigado.

Ao Professor Dr. Cláudio Mendes Pannuti pela incondicional disponibilidade no auxílio estatístico dos resultados.

Ao Professor Dr. Ricardo Luis Smith e a Universidade Federal de São Paulo, pelo auxílio fundamental que me deram para o desenvolvimento de minha pesquisa. Responsáveis pela seção dos crânios que foram utilizados na elaboração da tese.

A Radium Radiologia Odontológica, especialmente a Dra. Denise Takehana dos Santos, por possibilitar auxílio e uso do programa Dolphin Imaging além da amizade sempre presente.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo pela ajuda e amizade desde o meu primeiro ano da minha graduação.

RESUMO

Santos BFG. Avaliação de medidas lineares para osteotomia tipo Le Fort I por meio de diferentes programas de imagem utilizando a tomografia computadorizada [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013. Versão Corrigida.

O sucesso da cirurgia ortognática está relacionado com diversos fatores como análise facial precisa e acurada, e exames de imagem com alta qualidade. Atualmente, diversos programas de imagens tridimensionais, comerciais e abertos, estão disponíveis no auxílio diagnóstico, elaboração do plano de tratamento e simulação do procedimento cirúrgico para correção das deformidades dentofaciais. Entretanto, estudos avaliando os diferentes métodos de mensuração linear empregados pelos programas de imagem por meio da reconstrução 3D no planejamento da osteotomia tipo Le Fort I são escassos e, maiores esclarecimentos sobre sua precisão e a acurácia são necessários. O objetivo deste estudo foi estabelecer: a) precisão e acurácia de medidas lineares tridimensionais para osteotomia tipo Le Fort I obtidas por meio da tomografia computadorizada *multislice* (TCMS) e feixe cônico (TCFC) e b) comparar a precisão e acurácia de medidas lineares para osteotomia tipo Le Fort I realizadas por meio de três programas de imagem utilizando a 3D-TCFC. A amostra foi constituída por onze crânios secos submetidos à TCMS 64 canais e TCFC. As reconstruções tridimensionais (3D-TC) foram geradas, e medidas lineares (n=11) baseadas em estruturas e pontos anatômicos de interesse à osteotomia tipo Le Fort I foram realizados independentemente, por dois radiologistas experientes, duas vezes cada, utilizando programa Vítrea 3.8.1 em reconstruções 3D-TCMS e 3D-TCFC e os programas OsiriX 1.2 64-bit e Dolphin Imaging versão 11.5.04.35 por meio da 3D-TCFC. Sequencialmente, um terceiro observador experiente e calibrado, que não participou da análise das imagens, realizou as medidas sobre os crânios secos utilizando paquímetro digital (padrão ouro) com quais as medidas foram comparadas. A análise intra e inter-observadores assim como as correlações individuais de cada medida foram realizadas utilizando o coeficiente de correlação intra-classe (CCI), sendo o intervalo de confiança adotado de 95%. Os resultados demonstraram na análise intra-observador, utilizando o programa Vítrea, correlação excelente para todas as medidas variando de 0,87 a 0,96 e 0,82 a 0,98 para os observadores 1 e 2

respectivamente utilizando a TCMS e de 0,84 a 0,98 e 0,80 a 0,98 utilizando a TCFC. A análise inter-observadores variou de 0,85 a 0,98 para a TCMS e de 0,80 a 0,99 para a TCFC. A análise intra-observador utilizando os diferentes programas de imagem na TCFC apresentou variações de 0,90 a 0,97 (Vítrea), 0,65 a 0,97 (OsiriX) e 0,51 a 0,94 (Dolphin). Na análise inter-observador obtivemos valores de 0,92 a 0,99 e 0,88 a 0,98 para os observadores 1 e 2 respectivamente utilizando o Vítrea, 0,58 a 0,90 e 0,48 a 0,85 para o programa OsiriX e de 0,80 a 0,96 e 0,57 a 0,92 com o programa Dolphin. O programa Vítrea não apresentou diferenças estatisticamente significativa nas análises intra e inter-observador e medidas físicas utilizando a TCMS e TCFC. Em relação à análise dos programas, diferenças estatisticamente foram constatadas com o programa OsiriX e Dolphin em relação ao padrão ouro.

Palavras-Chave: Tomografia computadorizada multidetectores. Tomografia computadorizada de feixe cônico. Imagem tridimensional. Osteotomia de Le Fort.

ABSTRACT

Santos BFG. Assessment of linear measurements for Le Fort I osteotomy with different imaging software using computed tomography [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013. Versão Corrigida.

The success of orthognathic surgery depends on many factors as precise and accurate facial analysis and high quality imaging exams. Nowadays a lot of commercial and open-source three-dimensional software programs currently available to assist diagnosis, elaboration of treatment planning, and to predict outcomes related to orthognathic surgery. The aim of this study was to establish: a) the precision and accuracy of three-dimensional linear measurements for Le Fort I osteotomy, obtained from multislice computed tomography (MSCT) and cone-beam computed tomography (CBCT) scans and b) compare the precision and accuracy of linear measurements for Le Fort I osteotomy performed by three different imaging software programs and obtained from 3D-CBCT images. The study population consisted of 11 dried skulls submitted to 64-row MSCT and CBCT scans. Three-dimensional reconstructed images (3D-CT) were generated, and linear measurements ($n = 11$) based on anatomical structures and landmarks of interest for Le Fort I osteotomy were performed independently by 2 oral and maxillofacial radiologists, twice each, using Vitrea 3.8.1 software for 3D-MSCT and 3D-CBCT and OsiriX 1.2 64-bit and Dolphin Imaging version 11.5.04.35 from 3D-CBCT. Subsequently, a third examiner expert in anatomical analysis and calibrated, who did not evaluate the images, performed measurements on dry skulls using a digital caliper (gold standard) with which the measurements were compared. The analyses of intra- and inter-observer as well as the individual correlations of each measurement were performed using the coefficient of intra-class correlation (ICC), with a confidence interval of 95 %. The intra-observer results showed that using the Vitrea program, excellent correlation for all measurements were reached with ICC values ranging from 0.87 to 0.96 and 0.82 to 0.98 for observers 1 and 2 respectively using the MSCT and 0.84 to 0.98 and 0.80 to 0.98 using CBCT. Inter-observer analysis ranged from 0.85 to 0.98 for MSCT and 0.80 to 0.99 for CBCT. The intra-observer analysis using the different programs using CBCT images varied from 0.90 to 0.97 for Vitrea, 0.65 to 0.97 for OsiriX and 0.51 to 0.94 using Dolphin. Inter-observer analysis demonstrated values ranging from 0.92 to 0.99 and 0.88 to 0.98 for observers 1 and 2 respectively using the Vitrea; 0.58 to 0.90 and

0.48 to 0.85 for OsiriX, and 0.80 to 0.96 and 0.57 to 0.92 using Dolphin. Vítrea software showed no statistically significant differences for intra-and inter-observer analysis and physical measurements using MSCT and CBCT. Regarding the analysis of software's, statistical differences were found with the program OsiriX and Dolphin in comparison to gold standard.

Keywords: Multidetector Computed Tomography. Cone beam computed tomography; Imaging, Three-dimensional. Osteotomy, Le Fort.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 -	Técnica cirúrgica para maxila (osteotomia Le Fort I).....	20
Figura 2.2 -	Maxila após realização <i>down fracture</i> . No detalhe (seta) artéria palatina descendente localizada posteriormente a parede nasal lateral direita.....	21
Figura 2.3 -	Maxila reposicionada e fixada por meio de placas e parafusos de titânio.....	22
Figura 2.4 -	Esquema demonstrando planejamento virtual de paciente classe II de Angle com avanço bimaxilar por meio da osteotomia tipo Le Fort I e osteotomia sagital bilateral de mandíbula.....	32
Quadro 4.1 -	Descrição das estruturas anatômicas e respectivas mensurações lineares.....	40
Figura 4.1 -	Distância entre a espinha nasal anterior (ENA) e espinha nasal posterior (ENP) determinando o comprimento total da maxila (seta amarela) e Distância entre a abertura piriforme (15 mm acima da ENA) até a porção anterior do canal da artéria palatina descendente determinando o comprimento da parede nasal lateral (setas vermelhas).....	41
Figura 4.2 -	Distância representando o comprimento da fusão óssea entre o processo Pterigóide e o túber da maxila (vista lateral).....	41
Figura 4.3 -	Distância representando o comprimento da fusão óssea entre o processo Pterigóide e o túber da maxila (vista axial).....	42
Figura 4.4 -	Distância entre o ponto na fossa Pterigóide (ponto que representa a menor distância entre a fossa e o canal da artéria palatina descendente) e a porção mais distal da parede lateral do processo	

ptérigóide da maxila determinando o comprimento da parede lateral (seta amarela) e da parede medial (seta vermelha).....42

- Figura 4.5 - Ponto inicial para mensuração linear do comprimento da maxila (seta) utilizando programa Vítrea. (A) vista axial, (B) vista coronal, (C) vista sagital utilizando a RMP, e (D) reconstrução 3D demonstrando o posicionamento espacial do ponto demarcado.....45
- Figura 4.6 - Pontos inicial e final selecionados para mensuração do comprimento da maxila (seta) da figura 4.1. (A) vista axial, (B) vista coronal, (C) vista sagital utilizando a RMP, e (D) reconstrução 3D demonstrando o posicionamento espacial do ponto demarcado e a medida da estrutura de interesse.....46
- Figura 4.7 - Marcação ponto inicial para mensuração do comprimento do processo Pterigóide da maxila direita (Ptg/Túber) (ponto) utilizando programa OsiriX. (A) vista sagital, (B) vista axial e (C) vista.....47
- Figura 4.8 - Demonstração da união dos pontos previamente selecionados para mensuração do comprimento do processo Pterigóide da maxila direita (Ptg/Túber) utilizando programa OsiriX.....48
- Figura 4.9 - Demonstrando medida do comprimento do processo Pterigóide da maxila direita (Ptg/Túber). Note que foram realizadas duas medidas: A primeira utilizando os cortes sagitais e a segunda sobre a reconstrução 3D no programa Dolphin.....49
- Figura 4.10 - Medida física comprimento do processo Pterigóide da maxila direita (Ptg/Túber) realizada com paquímetro digital.....50

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 –	Média em milímetros e desvio padrão (DP) para as medidas lineares utilizando o programa Vítrea (TCMS e TCFC) e padrão ouro.....	53
Tabela 5.2 –	Coeficiente de correlação intra-classe para medidas lineares realizadas pelos observadores 1 e 2 utilizando a TCMS e TCFC em comparação com o padrão.....	54
Tabela 5.3 –	Coeficiente de correlação inter-observador para medidas lineares realizadas pelos observadores 1 e 2 utilizando a TCMS e TCFC em comparação com o padrão. (Intervalo de confiança – IC 95%).....	55
Tabela 5.4 –	Coeficiente de correlação intra-classe na análise intra-observador para medidas lineares realizadas pelos observadores 1 e 2 utilizando a TCMS. (Intervalo de confiança – IC 95%).....	56
Tabela 5.5 –	Média em milímetros e desvio padrão (DP) utilizando os programas OsiriX e Dolphin.....	57
Tabela 5.6 –	Valores médios em milímetros para as medidas lineares craniofaciais utilizando os programas Vítrea, OsiriX e Dolphin.....	58
Tabela 5.7 –	Correlação inter-observador utilizando os programas Vítrea, OsiriX e Dolphin.....	59
Tabela 5.8 –	Correlação intra-observador utilizando os programas Vítrea, OsiriX e Dolphin em comparação com as medidas físicas.....	60

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
3D-TC	Reconstrução em Terceira dimensão por meio da tomografia computadorizada
DICOM	<i>Digital Imaging communication in medicine</i>
FOV	Field of view
LABI-3D	Laboratório de Imagem em Terceira Dimensão
RMP	Reconstrução multiplanar
TC	Tomografia computadorizada
TCFC	Tomografia computadorizada por feixe cônico
TCMS	Tomografia computadorizada <i>multislice</i>

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	14
2 REVISÃO DA LITERATURA	16
2.1 Deformidade dentofacial	16
2.1.1 Epidemiologia	16
2.1.2 Etiopatogenia	17
2.1.3 Classificação	17
2.1.4 Tratamentos	18
2.1.4.1 Osteotomia tipo Le Fort I	19
2.1.4.2 Complicações	22
2.1.5 Exames complementares	23
2.1.5.1 Avaliação imaginológica	23
2.1.5.2 Planejamento virtual	30
3 PROPOSIÇÃO.....	34
4 MATERIAL E MÉTODOS	36
4.1 Amostra	36
4.2 Exames de tomografia computadorizada	36
4.2.1 Tomografia computadorizada <i>multislice</i>	37
4.2.2 Tomografia computadorizada por feixe cônico	37
4.3 Processamento das imagens	38
4.4 Localização dos pontos e obtenção das mensurações tridimensionais	39
4.5 Protocolo de análise das imagens 3D-TC	43
4.5.1 Obtenção das medidas no programa Vítrea	44
4.5.2 Obtenção das medidas no programa OsiriX	46
4.5.3 Obtenção das medidas no programa Dolphin	48
4.6 Padrão ouro	49
4.7 Análise dos dados	50
5 RESULTADOS.....	52
5.1 Avaliação da TC <i>multislice</i> e feixe cônico na obtenção das medidas lineares utilizando programa Vítrea	52
5.2 Avaliação dos programas de imagem utilizando 3D-TCFC	56
6 DISCUSSÃO.....	61

7 CONCLUSÕES	68
REFERÊNCIAS	69
ANEXO	78

1 INTRODUÇÃO

A correção cirúrgica das deformidades dento maxilo faciais é influenciada por inúmeros fatores: conhecimento anatômico, técnica cirúrgica, experiência do cirurgião, entre outros. O sucesso na cirurgia ortognática é obtido por meio de análise facial conduzida de forma minuciosa, associada a exames de imagem, visando à completa correção da deformidade, obtenção de resultados estáveis e diminuição das complicações trans e pós-operatórias (Swennen et al., 2009; Tucker et al., 2010; Piñeiro-Aguilar et al., 2011).

Avanços nas técnicas de aquisição das imagens dento maxilo faciais, desde a introdução da tomografia computadorizada (TC), especialmente a tomografia computadorizada por feixe cônico (TCFC) descrita inicialmente por Mozzo et al. (1998), melhoraram a compreensão e análise das estruturas anatômicas ampliando seu uso nas mais diversas especialidades como Endodontia (Costa et al., 2011), Estomatologia e articulação temporomandibular (Pinsky et al., 2006; Cevitanes et al., 2010^A; Cevitanes et al., 2010^B), Implantodontia (Almog et al., 2006), Periodontia (Misch et al., 2006; Umetsubo et al., 2012), Odontologia Legal (Fourie et al., 2010) e Ortodontia (Moreira et al., 2009; Lagravère et al., 2010).

Na Cirurgia e Traumatologia Bucocomaxilofacial, os programas de imagem tridimensional (3D) foram desenvolvidos com o intuito de auxiliar o diagnóstico, elaboração do plano de tratamento e na simulação preditiva dos possíveis resultados alcançados com a movimentação das bases ósseas na cirurgia ortognática (Swennen et al., 2009; Popat et al., 2010; Tucker et al., 2010; Quevedo et al., 2011).

O incremento na qualidade das imagens pode evitar complicações cirúrgicas como hemorragias, desordens neurais permanentes e fraturas não planejadas. Na osteotomia tipo Le Fort I, amplamente indicada na correção das deformidades dentofaciais de maxila, um cuidado especial na avaliação do processo pterigóide da maxila deve ser enfatizado na tentativa de minimizar intercorrências ou complicações (Kim; Park, 2007; Lopes et al., 2008; Swennen et al., 2009; Xia et al., 2009; Cevitanes et al. 2010; Popat et al., 2010; Tucker et al., 2010; Piñeiro-Aguilar et al., 2011; Quevedo et al., 2011).

Atualmente, diversos programas de manipulação de imagens 3D incluindo programas comerciais e de código aberto estão disponíveis no mercado, embora nem todos apresentem o mesmo regime de trabalho, isto é, eles podem apresentar diferentes parâmetros de aquisição de imagens, diferentes algoritmos de reconstrução, metodologias distintas de mensuração linear, entre outros fatores que podem influenciar o diagnóstico, a elaboração do plano de tratamento e, conseqüentemente comprometer o resultado final.

O estudo de medidas craniométricas lineares, angulares e volumétricas foi amplamente realizado utilizando a tomografia computadorizada *multislice* (TCMS) (Cavalcanti et al., 1999; Cavalcanti et al., 2004; Lopes et al., 2008; Albuquerque et al., 2011), e a tomografia computadorizada por feixe cônico (Pinsky et al., 2006; Lagravère et al., 2008; Periago et al.; 2008; Moreira et al., 2009; Luu et al., 2012), resultando na validação de muitos experimentos. Entretanto, estudos avaliando os diferentes métodos de mensuração linear empregados pelos programas de imagem por meio da reconstrução 3D no planejamento da osteotomia tipo Le Fort I são escassos e, maiores esclarecimentos sobre sua precisão e a acurácia se fazem necessários.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Este trabalho avaliou medidas lineares de interesse a osteotomia tipo Le Fort I por meio de diferentes programas de pós-processamento de imagens em 3D-TCFC e 3D-TCMS. Para facilitar a compreensão e a leitura, o capítulo de Revisão de Literatura foi subdividido.

2.1 Deformidade dentofacial

Para entendimento do assunto, faz-se necessário, a compreensão dos principais fatores relacionados às deformidades dentofaciais como epidemiologia, etiologia, classificações, exames por imagem utilizados no diagnóstico, planejamento e as possíveis complicações e intercorrências relacionadas às correções cirúrgicas. Essas questões foram abordadas em tópicos:

2.1.1 Epidemiologia

As alterações de crescimento e desenvolvimento dentofacial, caracterizados principalmente por assimetria facial, apresentam incidência de 21 a 85% variada e ampla na população mundial (Servet; Proffit, 1997; Chew, 2006; Maeda et al., 2006). A amplitude na incidência é justificada pela variação de dados relativos à etnia, localização geográfica, fatores ambientais e genéticos. Além disso, existe grande variabilidade nos resultados epidemiológicos, mesmo quando grupos populacionais semelhantes são estudados. Isso se dá, em parte, pela ausência de um critério de padronização na classificação das diferentes deformidades dentofaciais assim como no grau de comprometimento das bases nos aspectos funcionais e estéticos.

Devido à alta incidência das anomalias dentofaciais envolvendo maxila e mandíbula, seu estudo é de fundamental importância sendo o cirurgião-dentista profissional relevante no diagnóstico e tratamento destas alterações com impacto

estética e funcional. A identificação precoce das anomalias crânio maxilo faciais minimiza os impactos clínicos e psicológicos dos pacientes portadores das deformidades dentofaciais.

2.1.2 Etiopatogenia

As alterações de crescimento e desenvolvimento dentofacial são caracterizadas pelo desequilíbrio no posicionamento espacial das bases ósseas e estruturas adjacentes, resultando em alterações faciais com repercussão em todo complexo estomatognático incluindo a presença de má oclusão dentária e assimetrias ósseas com hipodesenvolvimento ou hiperdesenvolvimento das bases ósseas (Spalding, 2008).

A influência genética certamente desempenha papel importante nas deformidades dentofaciais, entretanto a natureza multifatorial do desenvolvimento facial dificulta a associação entre o padrão hereditário e a anormalidade de crescimento facial. Fatores ambientais também atuam de forma direta e predisponente para o surgimento das deformidades dentofaciais, dentre outros citamos: o desenvolvimento intrauterino anormal, anormalidades funcionais como dificuldades respiratórias, deglutição atípica ou anormal, postura incorreta da língua e lábio influenciando de forma adversa o crescimento facial. (Spalding, 2008).

2.1.3 Classificação

As anomalias de desenvolvimento dentofaciais são classificadas em dentárias e/ou esqueléticas.

As deformidades dentárias apresentam diversas classificações sendo a classificação descrita por Angle em 1899, baseada no relacionamento dos primeiros molares superiores e inferiores, classificados em Classe I, Classe II, Classe II divisão 1^a, Classe II divisão 2^a e Classe III, a mais utilizada atualmente.

As deformidades esqueléticas também apresentam diversas classificações, entretanto, aquelas baseadas na descrição da estrutura anatômica são as mais usuais. No plano horizontal as deformidades são classificadas como retrusão / retrognatismo ou protrusão / prognatismo das bases ósseas. No plano vertical são identificados os excessos ou deficiências de crescimento no sentido vertical. As alterações transversas ou unilaterais do crescimento são classificadas como assimetrias laterais ou latero-gnatismo.

Outras classificações são descritas para as anormalidades de desenvolvimento ósseo com alteração no vetor de crescimento como ocorre nas mordidas abertas esqueléticas.

Entretanto, antes mesmo de classificar uma deformidade dentofacial, é necessária a realização de avaliação criteriosa contendo análise facial, dentária e esquelética, exames complementares de imagem, modelos de estudo e traçados cefalométricos para identificação plena das alterações de crescimento uma vez que, invariavelmente, estas acometem mais de um plano espacial. A identificação precisa das anormalidades assim como a sua extensão e complexidade são vitais para o estabelecimento da conduta terapêutica adequada e individualizada a cada paciente.

2.1.4 Tratamentos

O tratamento das deformidades dentofaciais varia em função da extensão das anomalias assim como seu impacto funcional e estético, de acordo com fatores como idade, tipo e severidade da deformidade, estágio de maturação óssea e queixa do paciente.

Os tratamentos são classificados como conservadores no qual, por meio de forças mecânicas aplicadas por aparelhos ortodônticos e/ou ortopédicos, há um reposicionamento dos dentes corrigindo, compensando ou minimizando as discrepâncias oclusais; e tratamentos cirúrgicos.

O tratamento cirúrgico, também denominado cirurgia ortognática consiste no reposicionamento espacial das bases ósseas da maxila, mandíbula ou ambos, corrigindo a deformidade dentofacial.

A osteotomia da maxila, conhecida como osteotomia tipo Le Fort I, é uma das técnicas cirúrgicas mais utilizadas dentre os procedimentos e técnicas disponíveis para correção das deformidades dentofaciais (Cheung et al., 1998; Ueki et al., 2004).

A primeira descrição da osteotomia da maxila foi realizada por Bernard von Langenbeck em 1859, sendo sua utilização na correção das deformidades dentofaciais do terço médio da face relatada em 1935 por Wassmund, embora a separação cirúrgica da maxila e do processo pterigóide do osso esfenóide ainda não era preconizada. A completa mobilização da maxila foi descrita por Axhausen em 1934, e a separação do processo pterigóide introduzido em 1942 por Schuchardt.

Desde então diversas modificações foram constantemente sugeridas com variações no desenho da osteotomia e no posicionamento da incisão em tecido mole a fim de facilitar a movimentação espacial da maxila e a estabilidade após seu reposicionamento tendo em vista à manutenção da irrigação dos tecidos ósseos, tecidos moles e dos dentes maxilares (Apinhasmit et al., 2005) (Figura 2.1).

2.1.4.1 *Osteotomia tipo Le Fort I*

A osteotomia tipo Le Fort I visa à completa mobilização da maxila e, para ser obtida com sucesso, requer a realização de osteotomias previamente planejadas seguindo os passos clínicos:

- (1) Incisão mucosa vestibular da maxila seguida de descolamento subperiosteal para exposição de toda maxila;
- (2) Descolamento da mucosa nasal e liberação da espinha nasal anterior;
- (3) Osteotomia da parede lateral da maxila e seio maxilar desde a abertura piriforme até o processo pterigóide da maxila;
- (4) Osteotomia do septo nasal na sua junção com a maxila;
- (5) Osteotomia da parede nasal lateral até a porção anterior do canal da artéria palatina descendente;

(6) Osteotomia do processo pterigoide da maxila visando separá-lo do túber da maxila.

Figura 2.1 – Técnica cirúrgica da maxila (osteotomia tipo Le Fort I). Adaptada de AO Foundation Inc. www.aocmf.aofoundation.org

Com a confecção efetiva dos passos clínicos descritos, a maxila é passível de mobilização por meio do *down fracture*, na qual a maxila é tracionada no sentido crânio caudal permanecendo apenas unida pelo tecido mole responsável pela vascularização do fragmento segmentado (Figura 2.2).

Figura 2.2 - Maxila após realização “*down fracture*”. No detalhe (seta) artéria palatina descendente localizada posteriormente a parede nasal lateral direita

Após a remoção das interferências e o posicionamento passivo da maxila de acordo com as medidas previamente planejadas em concordância com o plano de tratamento pré-operatório, e a revisão destas com auxílio de referências externas, normalmente cranianas, a maxila é fixada com placas e parafusos de titânio (Figura 2.3).

Figura 2.3 - Maxila reposicionada e fixada por meio de placas e parafusos de titânio

2.1.4.2 Complicações

A osteotomia tipo Le Fort I como qualquer procedimento cirúrgico é passível de complicações e intercorrências que podem ocorrer em qualquer fase do tratamento incluindo diagnóstico, planejamento, cirurgia e controle pós-operatório.

Segundo Wilson et al. (2000) e Kramer et al. (2004) a incidência de complicações relacionadas com a realização da osteotomia tipo Le Fort I varia de 6.1 a 9.1%.

As complicações descritas apresentam amplo espectro variando desde sintomas com pouca repercussão sistêmica a desordens graves que, apesar de raros, podem comprometer a vida dos pacientes. As principais complicações transoperatórias incluem desordens vasculares (hemorragias e necroses assépticas), respiratórias (obstrução das vias aéreas), neurológicas de caráter transitório ou permanente (parestesia e hipoestésias) fraturas indesejáveis, má-oclusão e complicações de origem infecciosa (Cheung et al., 1998; Hwag et al., 2001; Kramer et al., 2004; Ueki et al., 2004; Dolanmaz et al., 2008; Kim et al., 2011; Steel; Cope, 2012). Casos graves como a perda completa da visão e até mesmo formação de fístulas arteriovenosas foram relatados (Lanigan et al., 1990; Cruz; dos Santos, 2006; Goffinet et al., 2010).

Cruz e dos Santos em 2006 descreveram a amaurose como complicação grave após a realização da osteotomia tipo Le Fort I. Segundo os autores a amaurose é causada por dano direto ao nervo ótico, entretanto o seu mecanismo ainda não é claramente entendido sendo requerida especial atenção durante o planejamento e execução da osteotomia do processo pterigóide da maxila.

Alterações vasculares hemorrágicas são as complicações mais frequentes, sendo a artéria palatina descendente a maior fonte de sangramento na osteotomia tipo Le Fort I. Apesar da baixa incidência, estes podem apresentar quadros severos, de difícil correção e, em casos extremos, ser necessária a ligadura da artéria carótida externa ou a realização de embolização arterial (Lanigan et al., 1990; Gauthier et al., 2002; Kramer et al., 2004; Apinhasmit et al., 2005).

O conhecimento e identificação pré-operatória precisa das estruturas anatômicas e possíveis anormalidades do complexo maxilo facial pode reduzir a ocorrência destas complicações.

2.1.5 Exames complementares

A identificação das alterações crânio e dento maxilo faciais associado à quantificação das assimetrias constitui papel de grande relevância. Neste aspecto, a constante evolução dos exames de imagem e a introdução de novas tecnologias relacionadas à tomografia computadorizada possibilitou uma verdadeira revolução no tratamento da deformidade dentofacial.

2.1.5.1 Avaliação imaginológica

A utilização de exames complementares de imagem é imperativo no diagnóstico, planejamento, avaliação anatômica pré-operatória e controle pós-operatório da correção cirúrgica das deformidades dentofaciais.

Diferentes métodos de exames por imagem têm sido utilizados para este fim:

Radiografia convencional

Desde as primeiras descrições do reposicionamento cirúrgico da maxila, os exames de imagem já demonstravam sua importância. Inicialmente os exames de imagem convencionais incluindo as radiografias bidimensionais como telerradiografia perfil e frontal, radiografias panorâmicas de mandíbula e as radiografias periapicais apresentaram valor primordial no auxílio diagnóstico e planejamento pré-operatório já que permitem a identificação das estruturas anatômicas de interesse, e a realização de traçados cefalométricos que possibilitam a quantificação das deformidades comparando-as com medidas craniométricas previamente definidas e estabelecidas de acordo com o padrão facial.

Apesar da ampla utilização e do sucesso alcançado nas cirurgias ortognáticas de maxila baseadas em exames radiográficos bidimensionais, inúmeras desvantagens são descritas inerentes ao posicionamento do paciente, a análise bidimensional de estruturas tridimensionais, a sobreposição, distorção e ampliação das estruturas anatômicas e dificuldade de avaliação dos tecidos moles. Estas desvantagens podem induzir e influenciar os profissionais a erros no diagnóstico e, conseqüentemente na elaboração e execução do tratamento cirúrgico (Harradine; Birnie, 1985; Omura et al, 1996; Talwar; Chemaly, 2008; Kaipatur et al., 2009).

Estas desvantagens influenciaram a busca por novos métodos de exame e culminaram no desenvolvimento da tomografia computadorizada (TC).

Tomografia computadorizada

A Tomografia Computadorizada (TC) é uma técnica radiográfica baseada na aquisição de imagens volumétricas com alta aplicabilidade na determinação de modificações anatômicas e morfológicas resultantes de alterações de desenvolvimento crânio maxilo faciais. A TC permite também alta qualidade das imagens, excelentes resoluções anatômicas, possibilidade de interpretação tridimensional plena da região de interesse por meio da avaliação do volume escaneado e dos cortes tomográficos individualmente.

Desde sua introdução por Hounsfield, nos anos 70, a tecnologia da TC tem apresentado grandes avanços, revolucionando todo o campo da medicina sendo sua utilização consolidada como uma importante ferramenta na área médica e odontológica (Kalender et al., 1990).

A evolução contínua dos tomógrafos resultou no surgimento da tomografia computadorizada *multislice* que possibilita a aquisição rápida e contínua do volume em estudo além de possibilitar a realização de reconstruções das imagens com alta resolução facilitando sobremaneira a interpretação radiográfica. O desenvolvimento de hardwares cada vez mais rápidos e versáteis, possibilita que a reconstrução dessas imagens ocorra em tempo real, ou seja, as reconstruções são obtidas ao mesmo tempo em que o paciente é submetido ao exame (Kalender et al., 1990). Com isto é possível obter uma grande melhoria na qualidade da imagem das reconstruções multiplanares (reconstruções em planos coronal e sagital), assim como na reconstrução em terceira dimensão (3D), além de reduzir sensivelmente o tempo de realização do exame.

Esta técnica de aquisição de imagens tomográficas tornou-se o padrão para avaliação de lesões ósseas dos maxilares permitindo, adicionalmente, a diferenciação entre tecidos com diferentes coeficientes de atenuação (Sales; Cavalcanti, 2009).

A tomografia computadorizada por feixe cônico (TCFC), inicialmente descrito por Mozzo et al. (1998), têm sido amplamente indicada para avaliação da região dento maxilo facial. A TCFC ganhou espaço na Odontologia principalmente por suas características como ausência de sobreposição das imagens, menores doses de radiação envolvidas no processo de aquisição, possibilidade de realização de medições e análises a partir de reconstruções geradas por programas de computação gráfica, menor custo na sua obtenção e maior acessibilidade ao exame (Farman; Scarfe, 2006; Scarfe et al., 2006; Schneiderman et al., 2009).

Segundo Scarfe et al. (2006), a TCFC proporciona amplas aplicações na prática clínica similares a TCMS como a ausência de sobreposição, possibilidade de criação em tempo real de reconstruções multiplanares e tridimensionais, avaliação tridimensional das estruturas anatômicas dentre outras. Ainda segundo Scarfe et al. (2006), a aquisição da imagem por meio da TCFC apresentou melhor resolução quando comparada à da TC multislice, visto que as características dos voxels obtidos e a diferença na captação das imagens (cortes mais finos) proporcionam

melhor resolução das imagens. A natureza heterogênea das estruturas presentes no complexo facial também possui significativo impacto na diferenciação tecidual, item importante para a realização de diagnóstico radiográfico.

Schneiderman et al., em 2009, destacaram que a evolução destas técnicas radiográficas (TCMS e TCFC) têm possibilitado um ganho importante na acurácia e na resolução das reconstruções em terceira dimensão, servindo como valiosas ferramentas na avaliação pré, trans e pós-cirúrgica dos pacientes com anomalias crânio maxilo faciais. Especificamente em relação à TCFC, os autores ressaltaram que ela tem se tornado uma técnica bastante atrativa na odontologia pela facilidade e rapidez na aquisição das imagens, baixo custo e menor dose de radiação ao paciente.

TCMS x TCFC

As aplicabilidades da tomografia computadorizada *multislice* ou por feixe cônico são inúmeras na Odontologia incluindo: identificação forense, diagnóstico e planejamento cirúrgico de fraturas de face, planejamento e instalação de implantes dentários, estudo das lesões maxilo faciais e suas relações com as estruturas anexas, avaliação de fraturas dentárias, planejamento, simulação e previsão dos resultados relacionados à cirurgia ortognática dentre outras consolidadas na literatura (Jamilson; Ward, 1993; Kragsskov et al., 1997; Cavalcanti et al., 1999; Cavalcanti et al., 2004; Almog et al., 2006; Misch et al., 2006; Pinsky et al., 2006; Moreira et al., 2009; Swennen et al., 2009; Cevdanes et al., 2010^A; Fourie et al., 2010; Lagravère et al., 2010; Popat et al., 2010; Tucker et al., 2010; Costa et al., 2011; Quevedo et al., 2011; Umetsubo et al., 2012).

As vantagens e desvantagens da TCMS em comparação com a TCFC têm sido amplamente relatadas na literatura para diferentes propósitos como na avaliação da qualidade das imagens, acurácia no diagnóstico de processos patológicos, além de análises craniométricas lineares, angulares e volumétricas (Lopes et al., 2008; Berco et al., 2009; Moreira et al., 2009; Albuquerque et al., 2011; Al-Ekrish; Ekram, 2011).

A precisão da TCFC e da TCMS foi comparada nas mais diversas especialidades.

Pinsky et al. (2006) realizaram estudo em que utilizaram a TC por feixe cônico na mensuração linear e volumétrica em modelos de acrílico em pequenos defeitos ósseos induzidos em mandíbulas maceradas. O objetivo desse trabalho foi avaliar a aplicabilidade da TCFC na mensuração de pequenos defeitos que mimetizassem destruições ósseas incipientes causadas por doenças periapicais e periodontais. Os autores descreveram ótima acurácia desse exame na avaliação linear e volumétrica dos defeitos criados sendo considerada então, uma técnica bastante acurada, não invasiva e de ótima aplicabilidade na identificação de pequenos defeitos ósseos.

Loubele et al. (2007) comparando a TCMS e TCFC na determinação da delimitação da largura mandibular em comparação com medidas físicas em mandíbulas secas concluíram que as medições por meio de TCFC e TCMS são confiáveis.

Lou et al. (2007) realizaram revisão sistemática sobre a acurácia e confiabilidade na identificação de pontos craniométricos e acurácia de medidas craniofaciais utilizando tomografia computadorizada e concluíram que as medidas podem ser consideradas confiáveis, entretanto os resultados podem sofrer variações pela dificuldade de localização e identificação das estruturas anatômicas.

Stratemann et al. (2008) avaliaram a acurácia de medidas lineares entre estruturas anatômicas de interesse a ortodontia utilizando a TCFC em comparação com medidas físicas em crânios, e concluíram que as medidas foram altamente acuradas em comparação com o padrão ouro apresentando menos de 1% de erro.

Suomalainen et al. (2008), compararam medidas lineares para planejamento de implantes em mandíbula de humanos por meio da TCFC e TCMS, encontrando resultados acurados para ambas as modalidades de imagem.

Liang et al. (2010) avaliaram a TCFC e a TCMS na visualização de 11 estruturas anatômicas e na qualidade geral da imagem com base em avaliações subjetivas de exames de mandíbula seca. Os autores concluíram que a TCFC é comparável e, em alguns casos, até superior à TCMS. Embora haja variações entre os diversos equipamentos de TCFC.

Medelnik et al., em 2011 comparou a reprodutibilidade na identificação craniométrica de pontos anatômicos, medidas lineares e angulares por meio de três tomógrafos por feixe cônico e um *multislice*. Segundo os autores a reprodutibilidade

das medidas foi considerada boa para a TCFC e TCMS; entretanto, os autores afirmam que a acurácia das medidas pode variar de acordo com o ponto craniométrico estudado e a sua direção espacial.

Reconstrução tridimensional (3D-TC) e multiplanar

A evolução dos tomógrafos e dos programas de pós-processamento, aliados a utilização de estações de trabalho independentes e programas de imagem específicos para uso na área de saúde, têm possibilitado uma maior versatilidade e rapidez na obtenção das imagens, reformatação ágil e reconstruções com alta qualidade o que possibilita a obtenção de diagnósticos mais precisos e uma maior acurácia no planejamento da terapêutica (Cavalcanti et al., 2002; Cavalcanti et al., 2004).

Os programas de pós-processamento atuais permitem, a partir de dados originais adquiridos, a obtenção de reconstruções coronais e sagitais (reconstrução multiplanar – RMP), sem a necessidade de nova exposição do paciente à radiação. As reconstruções tridimensionais (3D-TC) também podem ser criadas pelos programas, assim como a obtenção de medidas lineares, angulares e cálculos de volume.

Estes programas permitem a realização de “renderizações” com diferentes protocolos (vascular, muscular, tegumentar) de acordo com a necessidade individual de cada paciente (Cavalcanti et al., 2001), além de possibilitar o uso de inúmeras ferramentas de manipulação das imagens como rotação, translação, variação de tonalidade e cortes das estruturas sem interesse ao exame, permitindo nítida visualização da arquitetura óssea sendo, ultimamente, considerada ferramenta valiosa na avaliação de deformidades dentofaciais.

Atualmente diversos programas de pós-processamento e manipulação das imagens tomográficas estão disponíveis. Estes programas são classificados em: Programas livres (que pode ser usados, copiados e redistribuídos sem restrições); Programas de código aberto (programas livres onde os usuários interagem com os desenvolvedores indicando alterações, melhorias e deficiências); Programas comerciais (desenvolvidos e vendidos com interesse comercial); Programas em

domínio público (programa no qual já se expirou os direitos dos autores previstos em lei sendo considerados bens comuns). Entretanto eles podem apresentar diferenças importantes nas metodologias de mensuração, protocolos de renderização e visualização o que justifica a necessidade de novos estudos para validações específicas (Cavalcanti et al., 2001; Cavalcanti, 2012).

Power et al., em 2005, avaliando a reprodutibilidade e a confiabilidade de traçados cefalométricos bidimensionais (manuais) e tridimensionais realizados com o Dolphin versão 8.0 demonstraram que os traçados digitais realizados utilizando o programa não apresentou resultados tão acurados como os traçados realizados manualmente.

Moreira et al. (2009) demonstraram que as medidas lineares e angulares tridimensionais, cujas imagens foram adquiridas em TCFC, com o uso do programa Vítrea, foram consideradas precisas e acuradas na comparação com medidas físicas realizadas em crânios secos.

Berco et al. (2009) avaliaram medidas craniométricas lineares realizadas com o programa Dolphin e 3D-TCFC e concluíram que as medidas tridimensionais foram consideradas clinicamente precisas e confiáveis, com um nível de precisão limitada, em parte devido aos possíveis erros de método ou pelo tamanho dos voxels.

Damstra et al., em 2011, utilizando vinte e cinco tomografias (TCFC) e o programa SimPlant Ortho Pro versão 2.1, examinaram os menores erros detectáveis nas mensurações craniométricas tridimensionais lineares e angulares. Segundo os autores os erros nas mensurações linear e angulares tridimensionais obtidas foram considerados clinicamente relevantes podendo influenciar os resultados quando um alto nível de precisão é necessário como nos planejamentos cirúrgicos. Ainda segundo os autores uma forma de minimizar estes erros consiste na identificação dos pontos craniométricos na RMP, sendo que isso não é sempre possível devido à geometria das estruturas anatômicas que podem ser mais bem visualizadas na reconstrução 3D.

Kamburoglu et al. (2011) avaliaram a acurácia e reprodutibilidade de medidas craniométricas, obtidas por meio de diferentes tomógrafos por feixe cônico e os programa de manipulação de imagens tridimensionais dos próprios aparelhos, comparando-as com as medidas físicas obtidas em crânios secos. Os autores posicionaram treze pontos com guta percha na maxila, mandíbula e base de crânio visando a obtenção de medidas lineares e angulares nas reconstruções 2D e 3D.

Segundo os autores todas as medidas foram consideradas precisas e acuradas, entretanto, as esferas de guta percha utilizadas como guias para as medidas podem ter facilitado as mensurações.

Oz et al. (2011) estudaram medidas cefalométricas lineares e angulares feitas em exames de imagem 2D (cefalometrias) e 3D-TCFC utilizando programa de reconstrução volumétrica Maxilim. Segundo os autores, ambas as modalidades testadas apresentaram resultados similares e com boa reprodutibilidade. Os autores afirmam ainda que os recursos de imagem 3D, por envolverem altas doses de radiação ionizante, deverão ser indicados apenas nos casos em que reconhecidamente trarão benefícios aos pacientes.

Weissheimer et al., em 2012, avaliaram a acurácia de seis programas de imagem 3D na mensuração volumétrica das vias aéreas superior e demonstraram que todos os programas testados apresentaram bons resultados, sendo que cada programa apresentou vantagens e desvantagens como a facilidade de uso das ferramentas do programas e os preços envolvidos na sua aquisição.

2.1.5.2 Planejamento virtual

Os sistemas de planejamento virtual baseados nas reconstruções 3D tornaram-se ferramentas disponíveis para o planejamento e posicionamento das osteotomias possibilitando diversas análises como a visualização preditiva dos possíveis resultados cirúrgicos aliados à redução no tempo de planejamento e transoperatório (Nadjmi et al., 2010; Tucker et al., 2010; McCormick; Drew, 2011).

O processo de planejamento virtual descrito por Gateno et al. (2003) e Xia et al. (2009) consiste no triplo escaneamento: nesta técnica o paciente é submetido à tomografia computadorizada com um arco facial modificado que possibilita a transferência precisa do posicionamento espacial da maxila em oclusão para os programas de imagens, seguido do escaneamento dos modelos de gesso da maxila e mandíbula separadamente e na posição definida pelo cirurgião como sendo a posição oclusal pós operatória requerida. Todos os dados adquiridos são gravados no formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) e posteriormente transferidos para os programas de manipulação de imagens que não

foram descritos pelos autores, com o qual é gerado o modelo tridimensional. Os passos seguintes envolvem o posicionamento das superfícies dentárias, a realização das osteotomias associado à movimentação dos segmentos ósseos de acordo com o planejamento prévio e a visualização do posicionamento tridimensional final das bases ósseas (Figura 2.4).

O escaneamento a laser das superfícies dentárias descrito por Xia et al. (2009) associado as técnicas de sobreposição e fusão com imagens tomográficas permite um melhor detalhamento dos dentes e, conseqüentemente da oclusão, diminuindo os artefatos metálicos causados pelo aparelho ortodôntico fixo. Esta técnica possibilita ainda a confecção de guias cirúrgicos trans-operatórios por meio da prototipagem baseado exclusivamente no planejamento virtual.

Outra ferramenta muito utilizada inclui a simulação das alterações espaciais dos tecidos moles tornando os planejamentos virtuais atrativos também aos pacientes uma vez que estes podem visualizar os possíveis resultados relacionados à cirurgia ortognática.

Figura 2.4 - Esquema demonstrando planejamento virtual (VPS Orthognathics, Medical Modeling Inc., Colorado, EUA) por meio do programa Dolphin Imaging, de paciente classe II de Angle com avanço de maxila e mandíbula por meio da osteotomia tipo Le Fort I e osteotomia sagital bilateral de mandíbula. Imagens cedidas pelo Dr. Flávio Ferraz – Cirurgião Bucomaxilo facial Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo – HCFMUSP.

A utilização destas ferramentas virtuais, apesar do contínuo desenvolvimento e aprimoramento dos programas de imagem e dos algoritmos de reconstrução, apresentam limitações como a necessidade de treinamento específico dos profissionais envolvidos na manipulação das imagens, o amplo conhecimento dos

recursos de manipulação de imagem e das metodologias de mensuração disponíveis em cada programa; escaneamento preciso e acurado das superfícies oclusais e resposta tridimensional do tecido mole com melhoria da previsibilidade do resultado estético final (Jung et al., 2009; Hwang et al., 2012).

Métodos de mensuração linear

Apesar dos inúmeros trabalhos publicados avaliando a acurácia, reprodutibilidade e confiabilidade das mensurações lineares, angulares e volumétricas, estudos comparando os programas de reconstrução de imagens tridimensionais, assim como os diferentes métodos de mensuração linear empregados são escassos na literatura.

Os dois métodos amplamente utilizados na realização de medidas lineares diferem significativamente: mensurações sobre a reconstrução tridimensional e a mensuração tridimensional verdadeira.

O primeiro permite ao profissional a realização de medidas lineares sobre a reconstrução tridimensional. Nesta metodologia, com auxílio das diversas ferramentas disponíveis comuns aos programas de imagem como RMP e guias multiplanares, o profissional determina os pontos anatômicos de interesse que delimitam a estrutura a ser mensurada. Após a verificação do posicionamento espacial dos pontos, o operador deve traçar manualmente uma reta unindo os pontos, isto é, realizam medidas lineares bidimensionais (2D) sobre a reconstrução 3D. Nesta metodologia existe grande dificuldade na determinação do plano espacial no qual deve ser medida a menor distância entre os pontos selecionados.

O segundo método de mensuração linear difere significativamente do descrito previamente. Após a marcação dos pontos inicial e final da estrutura anatômica em estudo utilizando as ferramentas disponíveis, o programa realiza automaticamente a mensuração da menor distância entre os pontos, independentemente do plano de visualização espacial escolhido pelo profissional determinando uma mensuração tridimensional verdadeira.

As diferentes metodologias de mensuração linear podem induzir os profissionais a erros no planejamento cirúrgico, na exata identificação de

posicionamento das estruturas anatômicas e, conseqüentemente, comprometer o resultado cirúrgico aumentando a morbidade do procedimento.

De Oliveira et al. (2009) avaliaram a confiabilidade da identificação de pontos anatômicos de interesse e concluíram que alguns pontos podem ser facilmente selecionados utilizando a guia multiplanar, entretanto a identificação sobre a reconstrução tridimensional pode induzir a erros.

De acordo com a revisão realizada, justificamos a viabilidade desta pesquisa, visto a escassez de trabalhos com rigoroso controle de experimento envolvendo medidas lineares tridimensionais de interesse a osteotomia tipo Le Fort I associados aos diversos programas de imagem disponíveis sendo que, esta análise, torna-se necessária nos planejamentos cirúrgicos no intuito de diminuir a morbidade e as complicações cirúrgicas.

3 PROPOSIÇÃO

- Comparar a tomografia computadorizada *multislice* e a tomografia computadorizada por feixe cônico na precisão e acurácia de medidas ósseas lineares tridimensionais de interesse na realização da osteotomia tipo Le Fort I.
- Comparar a precisão e acurácia de três diferentes programas de imagem 3D na obtenção de medidas lineares de interesse a osteotomia tipo Le Fort I por meio da tomografia computadorizada por feixe cônico.

4 MATERIAL E MÉTODOS

O capítulo Material e Métodos foi subdividido visando facilitar o entendimento da metodologia empregada.

4.1 Amostra

A amostra foi constituída por 11 (onze) crânios secos de humanos, sem distinção de etnia ou gênero, com idades variando entre 19 e 56 anos, pertencentes ao Departamento de Morfologia da Escola Paulista de Medicina da Universidade Federal de São Paulo (EPM – UNIFESP). O projeto teve aprovação do comitê de ética da Faculdade de Odontologia de São Paulo sob o parecer número 94/11 (CAAE 0105.0.017.000-11) – Anexo A.

4.2 Exame de tomografia computadorizada

As imagens tomográficas (tomografia computadorizada *multislice* e tomografia computadorizada por feixe cônico) utilizadas neste estudo foram previamente escaneadas para uso em outros estudos desenvolvidos no Laboratório de Imagem em Terceira Dimensão da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (Lopes et al., 2008; Moreira et al., 2009).

Visando um entendimento completo da metodologia empregada realizamos a descrição detalhada das aquisições tomográficas utilizando a tomografia computadorizada *multislice* e a tomografia computadorizada por feixe cônico.

4.2.1 Tomografia computadorizada *multislice*

Os onze crânios secos previamente selecionados foram submetidos à TCMS 64 canais (Aquilion, Toshiba Medical, Tustin, CA, EUA) no Incor (Instituto do coração da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo), sendo escaneado todo o volume crânio facial desde ponto superior a glabella até a porção mais inferior da mandíbula, seguindo o protocolo: 16 cortes de 0,5mm de espessura, 0,3mm de intervalo de reconstrução por 0,4 segundos de tempo. A matriz utilizada foi 512 x 512 com 120kVp, 300 mA e FOV de 24,0 cm, com filtro para osso.

Previamente a aquisição das imagens tomográficas dos crânios, as suas respectivas mandíbulas foram encaixadas e estabilizadas em máxima intercuspidação com posicionamento da cabeça da mandíbula na fossa articular por meio de fitas adesivas. Os espécimes foram apoiados em suporte de borracha e colocados no interior de recipiente de PVC (*poly vinyl chloride*) contendo água (Lopes et al., 2008; Moreira et al., 2009; Albuquerque et al., 2011), para simulação dos tecidos moles. O recipiente foi então posicionado e fixado ao tomógrafo permitindo a estabilização dos crânios durante a realização do exame. O plano de Frankfurt permaneceu paralelo ao solo e perpendicular ao plano sagital mediano.

Os dados originados foram transferidos a uma estação de trabalho independente (Dell Precision 620, Dell Computer Corp., Round Rock, TX, EUA) situado no Incor, e gravados no formato DICOM em mídia removível (CD-ROM) possibilitando a utilização destas imagens previamente obtidas em estações de trabalho independentes.

4.2.2 Tomografia computadorizada por feixe cônico

Os onze espécimes foram posteriormente submetidos à tomografia computadorizada por feixe cônico. Para realização do exame foi utilizado tomógrafo i-CAT Cone Beam 3-D Dental Imaging System (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA) com tamanho de voxel de 0,25 mm, 40 segundos de tempo de aquisição e FOV de 20 cm. Assim como na TCMS, as mandíbulas foram

posicionadas junto ao crânio e fixadas por meio de fita adesiva em máxima intercuspidação. Os crânios foram posicionados dentro de saco plástico espesso preenchido com água visando mimetizar a atuação dos tecidos moles. Não foi utilizado o mesmo recipiente nos dois aparelhos, pois como a miliamperagem utilizada na TC por feixe cônico é menor, a atenuação provocada pelo recipiente de PVC poderia impossibilitar a visualização precisa dos crânios. Os espécimes foram então posicionados no tomógrafo utilizando o apoio de mento e o imobilizador da cabeça com o plano sagital mediano perpendicular ao solo e mantendo posicionamento similar ao utilizado para exames em pacientes.

Os dados originais obtidos foram transferidos para uma estação de trabalho independente (Dell Precision 650, Dell Computer Corp., Round Rock, TX, EUA) e armazenados em formato DICOM possibilitando a utilização posterior das imagens sem perda de qualidade, permitindo a geração de imagens volumétricas em 3D para processamento, visualização, manipulação e análise a qualquer momento.

4.3 Processamento das imagens

A aquisição das imagens e gravação das imagens em mídia removível no formato universal DICOM permitiu a geração de imagens volumétricas em 3D para processamento, visualização, manipulação e análise em estações de trabalho independentes localizadas no Laboratório de imagem em terceira Dimensão (LABI-3D) da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (www.labi3d.com.br).

As estações de trabalho independentes contém programas que possibilitam a reconstrução, a partir dos cortes axiais originais, nos planos coronais, sagitais (RMP) e em 3D. Na realização deste trabalho foram utilizadas:

- Dell Precision 650 (Dell Computer Corp., Round Rock, TX, EUA) - Windows XP (Microsoft, Redmond, WA, EUA) contendo o programa Vítrea® versão 3.8.1 (Vital Images Inc. Plymouth, MN, EUA).

- IMac OS X versão 10.6.8 (Apple Inc., Cupertino, CA, EUA) contendo o programa Osirix MD 1.2 64-bit (Pixmeo, Genebra, Suíça; <http://www.osirix-viewer.com>)
- Dell Precision 650 (Dell Computer Corp., Round Rock, TX, EUA) - Windows XP (Microsoft, Redmond, WA, EUA) contendo o programa Dolphin Imaging® versão 11.5.04.35 Premium (Dolphin Imaging & Management Solutions, Patterson Technology, Chatsworth, CA, EUA).

4.4 Localização dos pontos e obtenção das mensurações tridimensionais

Os pontos crânio faciais adotados para mensuração das estruturas anatômicas de interesse à região maxilar foram descritas exclusivamente para este estudo. (Quadro 1)

Optamos por não utilizar os pontos craniométricos convencionais, amplamente utilizados na literatura para mensuração linear de estruturas anatômicas craniométricas, visando à realização de análise das estruturas anatômicas de estrito interesse à osteotomia tipo Le Fort I.

Quadro 4.1 – Descrição das estruturas anatômicas e respectivas mensurações lineares.

Estrutura anatômica	Descrição da medida linear
Comprimento de maxila (ENA-ENP)	Distância entre a espinha nasal anterior (ENA) e espinha nasal posterior (ENP) determinando o comprimento total da maxila (Figura 4.1 a)
Comprimento da parede nasal lateral direita e esquerda (PNL)	Distância entre a abertura piriforme (15 mm acima da ENA) até a porção anterior do canal da artéria palatina descendente determinando o comprimento da parede nasal lateral (Figura 4.1 b)
Comprimento do Processo Pterigóide da maxila direita e esquerda (PtgTm)	Distância representando o comprimento da fusão óssea entre o processo Pterigóide e o túber da maxila (vista lateral) (Figura 4.2)
Espessura da junção entre processo Pterigóide e túber da maxila direita e esquerda (EPtgTm)	Distância representando o comprimento da fusão óssea entre o processo Pterigóide e o túber da maxila (vista axial) (Figura 4.3)
Comprimento da parede lateral do processo Pterigóide da maxila direita e esquerda (CPLP)	Distância entre o ponto na fossa Pterigóide (ponto que representa a menor distância entre a fossa e o canal da artéria palatina descendente) e a porção mais distal da parede lateral do processo pterigóide da maxila determinando o comprimento da parede lateral do processo Pterigóide (Figura 4.4 a)
Comprimento da parede medial do processo Pterigóide da maxila direita e esquerda (CPMP)	Distância entre o ponto na fossa Pterigóide (ponto que representa a menor distância entre a fossa e o canal da artéria palatina descendente) e a porção mais distal da parede medial do processo pterigóide da maxila determinando o comprimento da parede lateral do processo Pterigóide (Figura 4.4 b)

Figura 4.1 – Mensuração comprimento da maxila ENA-ENP (seta amarela) e do comprimento da parede nasal lateral direita e esquerda (setas vermelhas)

Figura 4.2 – Distância representando o comprimento da fusão óssea entre o processo Pterigóide e o túber da maxila (vista lateral).

Figura 4.3 – Distância representando o comprimento da fusão óssea entre o processo Pterigóide e o túber da maxila (vista axial).

Figura 4.4 – Distância entre o ponto na fossa Pterigóide (ponto que representa a menor distância entre a fossa e o canal da artéria palatina descendente) e a porção mais distal da parede lateral do processo pterigóide da maxila determinando o comprimento da parede lateral (seta amarela) e da parede medial (seta vermelha).

Onze medidas lineares em milímetros foram realizadas por 02 observadores previamente calibrados e com larga experiência em interpretação de exames de imagem (TC). Cada observador realizou as medidas individualmente, duas vezes e em ocasiões distintas, tomando cada um deles suas próprias decisões quanto à demarcação do ponto anatômico de referência para realização da medida linear. Um intervalo de uma semana foi respeitado entre as duas avaliações de cada observador.

4.5 Protocolo de análise das imagens em 3D-TC

Os observadores realizaram análise das reconstruções tridimensionais em todo seu volume utilizando as imagens axiais originais e a reconstrução multiplanar (RMP) para escolha do posicionamento dos pontos craniométricos pré-definidos de acordo com o programa utilizado.

A análise comparativa das mensurações lineares tridimensionais adquiridas no tomógrafo *multislice* e por feixe cônico, foram realizadas utilizando o programa Vítrea® versão 3.8.1 (Vital Images Inc. Plymouth, MN, EUA) cuja acurácia e reprodutibilidade foram previamente publicados (Cavalcanti et al., 2004; Lopes et al., 2008; Moreira et al., 2009; Albuquerque et al., 2011).

Visando a padronização das imagens, assim como suas análises, foi indicado o uso de critérios pré-estabelecidos para reconstrução em 3D-TC para cada programa testado, assim como a análise de todo volume escaneado. A utilização das demais ferramentas como transparência rotação e translação ficou a critério do observador a fim de permitir a verificação dos pontos escolhidos e das medidas lineares realizadas.

4.5.1 Obtenção das medidas no programa Vítrea®

O protocolo utilizado para localização dos pontos e realização das medidas ósseas crânio faciais no programa Vítrea:

- Transparency: CT Bone Surfaces, com escala variando de 0 a 25;
- Color: Heat Scale 2;
- Windows Level: 3D – Bone direct;
- Windows Level: 2D – Soft bone;
- Rendering: direct light

Os observadores por meio da RMP selecionaram o ponto que representa o início da estrutura anatômica analisada utilizando a ferramenta mensuração. Esta ferramenta permite a marcação dos pontos pela inserção de uma seta em qualquer plano ou corte da RMP (axial, coronal ou sagital), a qual é automaticamente transferido para a reconstrução tridimensional. O uso das demais ferramentas conforme descrito previamente permitiu aos observadores verificar a localização exata do ponto demarcado (Figura 4.5).

Figura 4.5 - Ponto inicial para mensuração linear do comprimento da maxila (seta). (A) vista axial, (B) vista coronal, (C) vista sagital utilizando a RMP, e (D) reconstrução 3D demonstrando o posicionamento espacial do ponto demarcado (seta amarela)

Todo o processo foi então repetido para marcação do segundo ponto que definiu o final da estrutura anatômica estudada. Após a confirmação do exato posicionamento dos pontos selecionados a ferramenta *ruller* foi utilizada sendo que o programa automaticamente realiza a mensuração entre os dois pontos (Figura 4.6).

Figura 4.6 - Pontos inicial e final selecionados para mensuração do comprimento da maxila (seta). (A) vista axial, (B) vista coronal, (C) vista sagital utilizando a RMP, e (D) reconstrução 3D demonstrando o posicionamento espacial do ponto demarcado e a medida da estrutura de interesse

4.5.2 Obtenção das medidas no programa OsiriX®

Protocolo utilizado para localização dos pontos e realização das medidas ósseas crânio faciais no programa OsiriX MD 1.2 64-bit:

- 3D volume rendering;
- Windows Level: CT Bone;
- Width Level: CT Bone;
- Color: No clut

Utilizando a RMP foi marcado o ponto inicial da estrutura anatômica de interesse com auxílio da ferramenta *point*. Esta ferramenta permite a marcação dos pontos pela inserção de um ponto em qualquer corte da RMP (axial, coronal ou sagital) o qual é transferida automaticamente para a reconstrução tridimensional (Figura 4.7).

Figura 4.7 - Marcação ponto inicial para mensuração do comprimento do processo pterigóide da maxila direita (Ptg/Túber) (ponto). (A) vista sagital, (B) vista axial e (C) vista coronal

O processo foi repetido para escolha do segundo ponto que definiu o final da estrutura anatômica. Após a confirmação do exato posicionamento dos pontos selecionados, a ferramenta *measurement* foi utilizada sendo que o observador é responsável pela mensuração linear sobre a reconstrução tridimensional unindo os pontos previamente selecionados (Figura 4.8).

Figura 4.8 - Demonstrando a união dos pontos previamente selecionados para mensuração do comprimento do processo Pterigóide da maxila direita (Ptg/Túber)

4.5.3 Obtenção das medidas no programa Dolphin®

Protocolo utilizado para localização dos pontos e realização das medidas ósseas crânio faciais no programa Dolphin Imaging 11.5.04.35:

- Hard Tissue
- Translucent: Default
- Volume Sculpting

Utilizando a RMP e as guias de localização foi marcado o ponto inicial da estrutura anatômica de interesse com auxílio da ferramenta *line*. Esta ferramenta permite a marcação de um ponto anatômico em qualquer plano axial, coronal ou sagital; entretanto, o programa apresenta limitação permitindo que a medida seja realizada utilizando apenas um plano espacial (axial, coronal, sagital ou

tridimensional) para definição dos pontos inicial e final e não transfere estes pontos para a reconstrução 3D, ao contrário dos demais programas (Figura 4.9).

Figura 4.9 - Demonstrando medida do comprimento do processo pterigóide da maxila direita (Ptg/Túber). Foram realizadas duas medidas: a primeira utilizando os cortes sagitais e a segunda sobre a reconstrução 3D

4.6 Obtenção do padrão ouro

O padrão ouro do estudo foram as medidas físicas realizadas diretamente nos crânios secos. Visando uma melhor acurácia, todas as mensurações foram realizadas três vezes para cada estrutura anatômica analisada por um único examinador previamente calibrado e experiente na identificação das estruturas anatômicas crânio maxilo faciais, que não teve conhecimento das medidas nas imagens em 3D. A média aritmética das três medidas realizadas foi utilizada visando diminuir os erros inerentes a mensuração física das estruturas anatômicas da maxila.

As medidas físicas lineares foram realizadas nas dependências do Departamento de Morfologia da EPM – UNIFESP utilizando paquímetro digital (Série

500, Mitutoyo Sul Americana Ltda, Suzano, SP, Brasil) com amplitude máxima de 150 mm e 0,3mm de espessura de ponta ativa (Figura 4.10).

Figura 4.10 - Medida física comprimento do processo pterigóide da maxila direita (Ptg/Túber) realizada com paquímetro digital

4.7 Análise estatística dos dados

A análise dos dados consistiu na avaliação da precisão das medidas físicas (padrão-ouro) com as medidas lineares obtidas na 3D-TCMS e 3D-TCFC utilizando o programa Vítrea[®] que permite a realização de medidas tridimensionais. A precisão foi avaliada com base nas medidas intra e inter-observador; e a acurácia na diferença entre as medidas realizadas pelos observadores e as medidas físicas correspondentes. As duas observações iniciais foram consideradas como amostra 1 e as medidas realizadas pelos 2 observadores no segundo tempo de análise foram consideradas como amostra 2. Para análise da concordância inter-observador foram utilizadas as primeiras mensurações de cada observador.

As análises intra e inter-observador assim como as comparações com o padrão-ouro e as correlações individuais de cada medida executada pelos observadores foram realizadas utilizando o coeficiente de correlação intra-classe (CCI).

A avaliação da precisão e acurácia dos programas de imagem testados (Vítrea 3.8.1, OsiriX MD 1.2 64-bit e Dolphin Imaging 11.5.04.35) foram obtidos pela comparação dos dados dos observadores 1 e 2 por meio da 3D-TCFC nos três programas com as medidas lineares do padrão ouro.

Em todos os itens avaliados foi considerado o intervalo de confiança de 95% ($p < 0,05$).

5 RESULTADOS

Os resultados da pesquisa foram, para melhor compreensão, divididos em tópicos, a saber:

5.1 Avaliação da TC *multislice* e por feixe cônico na obtenção das medidas lineares utilizando programa Vítrea

Essa primeira análise tem o objetivo de comparar os resultados obtidos no tomógrafo *multislice* e por feixe cônico com as medidas físicas obtidas para, em seguida, avaliar os diferentes programas de imagens 3D.

A tabela 5.1 apresenta as médias e o desvio padrão, em milímetros, das medidas físicas, utilizando imagens adquiridas no tomógrafo *multislice* e por feixe cônico.

Tabela 5.1 – Média em milímetros e desvio padrão (DP) para as medidas lineares utilizando TCMS e TCFC com o programa Vítrea e padrão ouro

Medidas físicas	Observador 1 (TCMS)		Observador 1 (TCMS – segunda análise)		Observador 2 (TCMS)		Observador 2 (TCMS – segunda análise)		Observador 1 (TCFC)		Observador 1 (TCFC - segunda análise)		Observador 2 (TCFC)		Observador 2 (TCFC - segunda análise)		Padrão Ouro	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
ENA-ENP	51,96	2,948	52,01	2,763	51,55	2,948	52,47	3,264	52,28	2,820	51,95	2,816	52,08	2,996	51,75	3,414	52,23	3,045
PNL D	43,01	2,575	43,10	2,386	43,39	2,486	43,25	2,427	43,55	2,628	43,41	2,617	43,05	2,447	43,28	1,955	43,40	2,284
PNL E	43,03	2,504	43,25	3,000	43,26	2,699	42,81	2,853	42,74	2,878	42,87	2,805	42,78	3,045	42,96	2,994	42,95	2,820
PtgTm D	10,62	3,228	10,75	2,646	11,17	3,034	10,56	3,082	10,77	2,916	10,56	2,962	10,39	3,609	10,87	3,329	10,75	3,161
PtgTm E	10,05	2,471	10,25	2,234	10,80	2,208	10,20	2,787	10,32	2,322	10,25	2,717	10,26	2,807	9,62	2,558	10,01	2,656
EPtgTm D	10,66	1,624	10,52	1,590	10,75	1,834	10,54	1,735	10,77	1,693	10,86	1,702	10,24	1,925	10,37	1,817	10,56	1,818
EPtgTm E	10,39	2,127	9,96	2,401	11,08	3,483	10,45	1,953	10,46	1,862	10,49	2,254	10,27	2,005	10,32	2,316	10,42	2,150
CPLP D	15,65	2,151	15,60	2,247	15,52	2,613	15,93	1,922	15,62	2,405	16,07	2,648	15,35	2,509	15,68	2,651	15,46	2,358
CPLP E	15,79	2,804	16,47	3,175	16,34	2,888	16,46	3,243	16,16	2,892	16,42	3,322	16,25	3,276	16,39	2,891	16,39	3,004
CPMP E	8,07	3,268	7,98	3,859	7,42	3,589	7,25	3,339	7,73	3,122	7,19	3,434	7,56	3,409	8,10	3,135	7,50	3,340
CPMP E	8,28	3,241	7,97	2,826	8,29	3,048	7,97	2,522	8,32	3,041	8,48	3,081	8,27	2,944	8,29	2,909	8,38	3,120

A maior diferença média para cada medida analisada foi encontrada na avaliação do comprimento da parede medial do processo pterigóide da maxila direita (CPMP) para ambos os observadores utilizando a TCMS e para o observador 1 utilizando a TCFC. A maior diferença média para o observador 2 utilizando as imagens adquiridas em tomógrafo por feixe cônico, foi o comprimento do processo pterigóide da maxila direita (PtgTm D) 3,609 (desvio padrão) na primeira análise e comprimento da maxila (ENA-ENP) na segunda análises 3,414 (desvio padrão).

As diferenças médias entre as medidas físicas e as mensurações lineares tridimensionais utilizando TCMS variaram de 0,05 a 0,68 mm para o observador 1, e de 0,12 a 0,92 mm para o observador 2. Em relação à TCFC, as medidas variaram de 0,03 a 0,54 mm e de 0,02 a 0,64 mm para os observadores 1 e 2 respectivamente (Tabela 5.1)

A tabela 5.2 demonstra que todas as medidas realizadas pelos observadores 1 e 2 apresentaram concordância variando entre excelente e boa.

Tabela 5.2 – Coeficiente de correlação intra-classe para medidas lineares realizadas pelos observadores 1 e 2 utilizando a TCMS e TCFC em comparação com o padrão ouro

Medidas físicas	Observador 1 (TCMS)		Observador 2 (TCMS)		Observador 1 (TCFC)		Observador 2 (TCFC)	
	CCI	(95% IC)	CCI	(95% IC)	CCI	(95% IC)	CCI	(95% IC)
ENA-ENP	0,97	(0,91 - 0,99)	0,95	(0,83 – 0,98)	0,98	(0,93 – 0,99)	0,93	(0,74 – 0,98)
PNL D	0,89	(0,63 - 0,97)	0,89	(0,63 – 0,97)	0,96	(0,88 – 0,99)	0,96	(0,85 – 0,99)
PNL E	0,98	(0,94 - 0,99)	0,96	(0,86 – 0,99)	0,97	(0,91 – 0,99)	0,94	(0,80 – 0,98)
PtgTm D	0,96	(0,86 - 0,99)	0,98	(0,92 – 0,99)	0,97	(0,90 – 0,99)	0,93	(0,77 – 0,98)
PtgTm E	0,93	(0,75 - 0,98)	0,74	(0,25 – 0,92)	0,95	(0,84 – 0,98)	0,97	(0,89 – 0,99)
EPtgTm D	0,94	(0,80 - 0,98)	0,97	(0,88 – 0,99)	0,96	(0,87 – 0,99)	0,95	(0,82 – 0,98)
EPtgTm E	0,94	(0,80 - 0,98)	0,80	(0,38 – 0,94)	0,97	(0,91 – 0,99)	0,95	(0,81 – 0,98)
CPLP D	0,90	(0,65 - 0,97)	0,96	(0,87 – 0,99)	0,96	(0,86 – 0,99)	0,96	(0,84 – 0,98)
CPLP E	0,95	(0,84 - 0,98)	0,97	(0,88 – 0,99)	0,98	(0,95 – 0,99)	0,94	(0,78 – 0,98)
CPMP E	0,90	(0,66 - 0,97)	0,98	(0,93 – 0,99)	0,98	(0,92 – 0,99)	0,97	(0,89 – 0,99)
CPMP E	0,97	(0,88 - 0,99)	0,96	(0,87 – 0,99)	0,98	(0,93 – 0,99)	0,95	(0,84 – 0,98)

A análise inter-observador variou de 0,85 a 0,98 para a TCMS e 0,80 a 0,99 para a TCFC indicando uma correlação de concordância de forte a excelente (Tabela 5.3).

Tabela 5.3 – Coeficiente de correlação inter-observador para medidas lineares realizadas pelos observadores 1 e 2 utilizando a TCMS e TCFC em comparação com o padrão ouro. (Intervalo de confiança – IC 95%)

Medidas físicas	TCMS		TCFC	
	CCI	(95% IC)	ICC	(95% IC)
ENA-ENP	0,95	(0,85 – 0,99)	0,99	(0,96 – 0,99)
PNL D	0,93	(0,76 – 0,96)	0,96	(0,80 – 0,98)
PNL E	0,90	(0,80 – 0,98)	0,93	(0,74 – 0,98)
PtgTm D	0,95	(0,60 – 0,97)	0,94	(0,78 – 0,98)
PtgTm E	0,97	(0,91 – 0,99)	0,96	(0,79 – 0,98)
EPtgTm D	0,85	(0,59 – 0,96)	0,93	(0,75 – 0,98)
EPtgTm E	0,91	(0,71 – 0,97)	0,95	(0,76 – 0,98)
CPLP D	0,86	(0,42 – 0,95)	0,80	(0,60 – 0,96)
CPLP E	0,96	(0,85 – 0,99)	0,97	(0,89 – 0,99)
CPMP E	0,98	(0,94 – 0,99)	0,96	(0,77 – 0,98)
CPMP E	0,88	(0,58 – 0,96)	0,89	(0,60 – 0,96)

A maior diferença encontrada para cada medida em relação às medidas físicas foi encontrada na mensuração da espessura do processo pterigóide direito (EPtgTm D) utilizando TCMS e comprimento da parede lateral do processo pterigóide da maxila lado direito na TCFC entretanto, todos os resultados demonstraram excelente concordância.

Na análise intra-observador, o coeficiente de correlação variou de 0,87 a 0,96 e 0,82 a 0,98 para os observadores 1 e 2 respectivamente na análise da TCMS indicando excelente correlação; assim como na TCFC onde encontramos uma variação de 0,84 a 0,98 para o observador 1, e 0,80 a 0,98 para o observador 2 (Tabela 5.4).

Tabela 5.4 – Coeficiente de correlação intra-classe na análise intra-observador para medidas lineares realizadas pelos observadores 1 e 2 utilizando a TCMS. (Intervalo de confiança – IC 95%)

Medidas físicas	Observador 1 (TCMS)		Observador 2 (TCMS)		Observador 1 (TCFC)		Observador 2 (TCFC)	
	CCI	(95% IC)	CCI	(95% IC)	CCI	(95% IC)	CCI	(95% IC)
ENA-ENP	0.94	(0.86 – 0.99)	0.95	(0.66 – 0.97)	0.98	(0.94 – 0.99)	0.82	(0.54 – 0.96)
PNL D	0.89	(0.52 – 0.96)	0.93	(0.79 – 0.98)	0.96	(0.83 – 0.98)	0.86	(0.58 – 0.96)
PNL E	0.94	(0.78 – 0.98)	0.90	(0.77 – 0.98)	0.93	(0.81 – 0.98)	0.80	(0.63 – 0.97)
PtgTm D	0.92	(0.66 – 0.97)	0.86	(0.73 – 0.98)	0.94	(0.82 – 0.98)	0.98	(0.87 – 0.98)
PtgTm E	0.88	(0.54 – 0.96)	0.88	(0.71 – 0.97)	0.96	(0.85 – 0.99)	0.83	(0.50 – 0.95)
EPtgTm D	0.93	(0.68 – 0.97)	0.93	(0.68 – 0.97)	0.84	(0.67 – 0.97)	0.87	(0.54 – 0.96)
EPtgTm E	0.94	(0.84 – 0.98)	0.82	(0.77 – 0.98)	0.95	(0.75 – 0.97)	0.95	(0.77 – 0.98)
CPLP D	0.89	(0.61 – 0.97)	0.86	(0.48 – 0.95)	0.97	(0.84 – 0.98)	0.97	(0.81 – 0.98)
CPLP E	0.96	(0.81 – 0.98)	0.96	(0.84 – 0.98)	0.96	(0.75 – 0.98)	0.96	(0.77 – 0.98)
CPMP E	0.87	(0.78 – 0.98)	0.98	(0.91 – 0.99)	0.96	(0.86 – 0.99)	0.96	(0.80 – 0.98)
CPMP E	0.89	(0.72 – 0.98)	0.88	(0.75 – 0.98)	0.89	(0.71 – 0.97)	0.86	(0.50 – 0.95)

5.2 Avaliação dos programas de imagens utilizando 3D-TC

A tabela 5.5 apresenta as médias e o desvio padrão, em milímetros, utilizando os programas OsiriX e Dolphin realizadas utilizando a 3D-TCFC. Os dados obtidos no programa Vítrea e as medidas físicas estão expressos na tabela 5.1.

Tabela 5.5 – Média em milímetros e desvio padrão (DP) utilizando os programas OsiriX e Dolphin

Medidas físicas	Observador 1 (OsiriX)		Observador 1 (OsiriX – segunda análise)		Observador 2 (OsiriX)		Observador 2 (OsiriX – segunda análise)		Observador 1 (Dolphin)		Observador 1 (Dolphin - segunda análise)		Observador 2 (Dolphin)		Observador 2 (Dolphin - segunda análise)	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
ENA-ENP	50,88	2,827	50,94	2,724	50,96	2,550	51,45	3,347	52,08	2,750	51,82	2,861	52,02	2,689	51,94	2,473
PNL D	42,33	2,283	42,37	2,510	42,55	2,385	42,80	3,468	42,83	2,742	43,15	2,813	42,44	2,512	42,56	2,278
PNL E	41,63	2,723	41,58	2,611	41,40	2,616	42,33	3,951	42,19	2,159	41,93	2,221	42,25	2,333	42,27	2,371
PtgTm D	9,18	3,369	9,64	3,307	8,68	3,054	8,49	2,401	10,05	2,960	9,87	2,981	10,03	3,050	10,14	2,778
PtgTm E	8,91	2,200	9,01	2,260	9,00	1,757	8,16	1,866	9,37	2,300	9,70	2,414	9,31	1,983	9,67	1,985
EPtgTm D	8,92	1,500	9,06	1,560	8,61	1,583	8,68	1,451	9,95	1,460	9,70	1,530	10,58	1,515	10,59	1,474
EPtgTm E	8,75	1,720	9,01	1,606	8,48	1,853	7,91	1,644	9,33	1,843	9,30	1,841	10,42	2,260	10,61	2,110
CPLP D	14,73	1,827	13,89	1,707	13,94	1,817	12,22	2,705	14,96	1,822	15,01	1,602	14,37	2,420	13,82	2,218
CPLP E	14,65	2,968	14,68	2,988	14,80	2,685	13,03	2,843	15,51	2,603	15,64	2,775	14,70	2,408	14,54	2,250
CPMP E	6,30	3,247	6,68	3,140	6,65	3,017	6,52	1,346	7,44	2,201	7,51	2,666	7,75	2,180	7,81	2,213
CPMP E	7,69	2,498	7,91	2,139	7,37	2,332	7,40	2,670	8,61	2,512	8,22	2,565	8,01	2,727	8,40	2,295

A tabela 5.6 apresenta as médias obtidas em milímetros para os programas Vítrea, OsiriX e Dolphin.

Tabela 5.6 – Valores médios em milímetros para as medidas lineares craniofaciais utilizando os programas Vítrea, OsiriX e Dolphin

		Valores médios			
		Vítrea	OsiriX	Dolphin	Padrão Ouro
Amostra 1	ENA-ENP	52,18	50,92	52,05	52,23
	PNL D	43,30	42,44	42,63	43,40
	PNL E	42,76	41,51	44,22	42,95
	PtgTm D	10,58	8,93	10,04	10,75
	PtgTm E	10,29	8,95	9,34	10,01
	EPtgTm D	10,50	8,76	10,26	10,56
	EPtgTm E	10,37	8,61	9,87	10,42
	CPLP D	15,48	13,92	14,66	15,46
	CPLP E	16,20	14,73	17,10	16,39
	CPMP E	7,65	6,48	7,59	7,50
	CPMP E	8,30	7,53	8,31	8,38
Amostra 2	ENA-ENP	51,85	51,20	51,88	52,23
	PNL D	43,35	42,59	42,80	43,40
	PNL E	42,92	41,95	42,10	42,95
	PtgTm D	10,72	9,06	10,00	10,75
	PtgTm E	9,94	8,59	9,68	10,01
	EPtgTm D	10,62	8,87	10,14	10,56
	EPtgTm E	10,40	8,46	9,95	10,42
	CPLP D	15,88	13,05	14,41	15,46
	CPLP E	16,40	13,85	15,09	16,39
	CPMP E	7,65	6,60	7,66	7,50
	CPMP E	8,39	7,65	8,31	8,38

O programa Vítrea apresentou resultados mais próximos ao padrão ouro para todas as medidas lineares analisadas apresentando diferença variando entre 0,01 mm e 0,42 mm com o padrão ouro. Na comparação com as medidas físicas as diferenças variaram de 0,05 mm a 1,27 mm e 0,73 mm a 2,54 mm para os programas Dolphin e OsiriX respectivamente.

A tabela 5.7 demonstra a análise inter-observador apresentando variações de 0,90 a 0,97 com a utilização o Vítrea, 0,65 a 0,97 com o programa OsiriX e 0,51 a 0,94 com o Dolphin. Os resultados demonstram concordância excelente para o programa Vítrea e variando de moderada a excelente para o OsiriX e Dolphin.

Tabela 5.7 – Correlação inter-observador utilizando os programas Vítrea, OsiriX e Dolphin

	Vítrea		OsiriX		Dolphin	
ENA-ENP	0,95	(0,84 – 0,98)	0,95	(0,84 – 0,98)	0,93	(0,77 – 0,98)
PNL D	0,95	(0,83 – 0,98)	0,88	(0,60 – 0,97)	0,51	(-0,12 – 0,85)
PNL E	0,95	(0,81 – 0,98)	0,92	(0,74 – 0,98)	0,76	(0,30 – 0,93)
PtgTm D	0,95	(0,82 – 0,98)	0,96	(0,87 – 0,99)	0,94	(0,78 – 0,98)
PtgTm E	0,96	(0,85 – 0,99)	0,65	(0,08 – 0,90)	0,74	(0,25 – 0,92)
EPtgTm D	0,90	(0,67 – 0,97)	0,93	(0,75 – 0,98)	0,73	(0,24 – 0,92)
EPtgTm E	0,90	(0,65 – 0,97)	0,92	(0,72 – 0,98)	0,75	(0,28 – 0,93)
CPLP D	0,91	(0,68 – 0,97)	0,96	(0,85 – 0,98)	0,70	(0,18 – 0,91)
CPLP E	0,93	(0,75 – 0,98)	0,96	(0,86 – 0,99)	0,84	(0,48 – 0,95)
CPMP E	0,97	(0,91 – 0,99)	0,91	(0,69 – 0,97)	0,73	(0,24 – 0,92)
CPMP E	0,95	(0,82 – 0,98)	0,97	(0,90 – 0,99)	0,68	(0,14 – 0,91)

Na análise intra-observador obtivemos valores variando de 0,92 a 0,99 e 0,88 a 0,98 para os observadores 1 e 2 respectivamente utilizando o programa Vítrea demonstrando concordância excelente; utilizando o programa OsiriX os valores variaram de 0,58 a 0,90 para o observador 1 e de 0,48 a 0,85 para o observador 2 indicando uma variação na concordância de moderada a excelente; e para o programa Dolphin a análise de variância apresentou para os observadores 1 e 2 respectivamente valores de 0,80 a 0,96 e 0,57 a 0,92 indicando concordância variando de forte a excelente para o observador 1 e de moderada a excelente para o observador 2 (Tabela 5.8).

Tabela 5.8 – Correlação intra-observador utilizando os programas Vítreo, OsiriX e Dolphin em comparação com as medidas físicas

	Observador 1 (Vítreo)		Observador 2 (Vítreo)		Observador 1 (OsiriX)		Observador 2 (OsiriX)		Observador 1 (Dolphin)		Observador 2 (Dolphin)	
ENA-ENP	0,99	(0,96 - 0,99)	0,95	(0,82 - 0,98)	0,88	(0,59 - 0,96)	0,80	(0,39 - 0,94)	0,96	(0,86 - 0,99)	0,87	(0,57 - 0,96)
PNL D	0,98	(0,95 - 0,99)	0,95	(0,81 - 0,98)	0,83	(0,46 - 0,95)	0,81	(0,41 - 0,94)	0,80	(0,39 - 0,94)	0,66	(0,11 - 0,90)
PNL E	0,97	(0,89 - 0,99)	0,97	(0,91 - 0,99)	0,82	(0,44 - 0,95)	0,70	(0,18 - 0,91)	0,82	(0,45 - 0,95)	0,89	(0,62 - 0,97)
PtgTm D	0,96	(0,85 - 0,99)	0,96	(0,85 - 0,99)	0,88	(0,61 - 0,97)	0,78	(0,33 - 0,94)	0,92	(0,73 - 0,98)	0,85	(0,53 - 0,96)
PtgTm E	0,95	(0,84 - 0,98)	0,98	(0,95 - 0,99)	0,80	(0,40 - 0,94)	0,62	(0,03 - 0,89)	0,84	(0,48 - 0,95)	0,84	(0,48 - 0,95)
EPtgTm D	0,92	(0,73 - 0,98)	0,88	(0,59 - 0,96)	0,61	(0,02 - 0,88)	0,48	(-0,15 - 0,84)	0,81	(0,42 - 0,95)	0,92	(0,73 - 0,98)
EPtgTm E	0,93	(0,75 - 0,98)	0,96	(0,87 - 0,99)	0,58	(-0,01 - 0,87)	0,52	(-0,10 - 0,85)	0,82	(0,44 - 0,95)	0,85	(0,52 - 0,96)
CPLP D	0,93	(0,76 - 0,98)	0,95	(0,82 - 0,98)	0,58	(-0,01 - 0,87)	0,52	(-0,11 - 0,85)	0,81	(0,41 - 0,95)	0,73	(0,23 - 0,92)
CPLP E	0,97	(0,91 - 0,99)	0,88	(0,61 - 0,97)	0,77	(0,33 - 0,93)	0,81	(0,41 - 0,94)	0,81	(0,42 - 0,95)	0,57	(-0,03 - 0,87)
CPMP E	0,95	(0,82 - 0,98)	0,95	(0,82 - 0,98)	0,87	(0,58 - 0,96)	0,80	(0,38 - 0,94)	0,83	(0,48 - 0,95)	0,63	(0,06 - 0,89)
CPMP E	0,96	(0,85 - 0,99)	0,95	(0,83 - 0,98)	0,90	(0,66 - 0,97)	0,85	(0,51 - 0,96)	0,94	(0,81 - 0,98)	0,66	(0,11 - 0,90)

6 DISCUSSÃO

O estudo das deformidades dentofaciais tem merecido destaque na odontologia devido ao aprimoramento do diagnóstico e das técnicas cirúrgicas.

Diferentes métodos de imagem têm sido utilizados visando um completo entendimento das assimetrias dentárias e esqueléticas, assim como, a quantificação destas associado ao impacto funcional sobre o sistema estomatognático.

Tradicionalmente o diagnóstico e planejamento da correção cirúrgica baseiam-se na análise facial associado à análise de modelos e nos exames de imagem como telerradiografias em norma lateral e frontal. Todas estas informações são essenciais, especialmente as relacionadas a estruturas anatômicas, possibilitando aos profissionais envolvidos no tratamento das deformidades dentofaciais a elaboração mental dos aspectos clínicos e funcionais e estéticos do paciente, assim como dos resultados pós-operatórios. Entretanto os dados obtidos com os exames de imagem convencionais bidimensionais, apesar de amplamente disponíveis e associados à menor dose de exposição à radiação ionizante, apresentam limitações na avaliação das estruturas crânio faciais tridimensionais devido à sobreposição de estruturas anatômicas, e possíveis alterações das imagens como a presença de distorções e ampliações.

A introdução da tomografia computadorizada, aliado aos recentes avanços na aquisição e formação das imagens tomográficas, as reconstruções multiplanares (RMP) e tridimensionais (3D), tem revolucionado o tratamento das deformidades dentofaciais.

Inicialmente a TC na cirurgia ortognática era empregada apenas nos casos em que grandes assimetrias estavam associadas à presença de outras patologias onde alterações anatômicas significativas podiam comprometer o resultado do procedimento, além de aumentar a possibilidade de complicações trans ou pós-operatórias e a morbidade do procedimento cirúrgico.

A introdução das imagens tomográficas adquiridas em tomógrafos *multislice* e por feixe cônico revolucionou a odontologia e, desde então, diversos estudos têm sido realizados comparado às vantagens e desvantagens da TCMS e TCFC incluindo avaliação da qualidade das imagens, acurácia no auxílio diagnóstico e precisão de medidas lineares, angulares e volumétricas (Pinsky et al., 2006;

Lagravère et al., 2008; Lopes et al., 2008; Stratemann et al., 2008; Berco et al., 2009; Moreira et al., 2009; Albuquerque et al., 2011; Al-Ekrish, Ekram; 2011).

Diversos trabalhos (Loubele et al., 2007; Suomalainen et al., 2008; Liang et al., 2010) têm comparado a acurácia e precisão das imagens TCMS e TCFC avaliando medidas lineares com medidas físicas sendo que todos concordam que ambos os métodos são acurados e precisos.

Medelnik et al., em 2011 compararam a reprodutibilidade na identificação craniométrica de pontos anatômicos, medidas lineares e angulares por meio de três tomógrafos por feixe cônico e um *multislice*. Segundo os autores a reprodutibilidades das medidas foi considerada boa para a TCFC e TCMS; entretanto, os autores afirmam que a acurácia das medidas pode variar de acordo com o ponto craniométrico estudado e a sua direção espacial.

Em concordância com nossos resultados onde todas as medidas lineares tridimensionais de interesse a osteotomia Le Fort I de imagens adquiridas em TCMS e TCFC demonstraram ser precisas e acuradas em comparação com o padrão ouro.

A escolha pelo programa Vítrea na comparação da TCMS e TCFC foi baseada nos resultados previamente publicados das análises lineares, angulares e volumétricas demonstrando excelente acurácia, reprodutibilidade e precisão nas análises craniométricas tridimensionais (Cavalcanti et al., 2002; Cavalcanti et al., 2004; Lopes et al., 2008; Moreira et al., 2009; Albuquerque et al., 2011).

O desenvolvimento das técnicas de reconstrução tridimensional revolucionou o diagnóstico, planejamento e simulação da cirurgia ortognática, especialmente na suplementação das informações anatômicas dos exames bidimensionais (Gateno et al., 2003; Kau et al., 2005; Cevitanes et al., 2006; Xia et al., 2009; Kang et al., 2011; McCormick; Drew, 2011; Hwang et al., 2012).

A avaliação precisa e acurada da anatomia dos pacientes portadores de deformidade dentofacial, assim como das possíveis anormalidades permitem a prevenção de complicações intra e pós-operatórias (Kramer et al., 2004; Kim; Park, 2007; Piñeiro-Aguilar et al., 2011).

A disseminação da tecnologia 3D-TC fez com que diversos programas de manipulação de imagens voltados para as áreas médica e odontológica fossem desenvolvidos. Os programas apresentam inúmeras ferramentas peculiares como navegação endo-craniana, rotação, translação, ajuste de contraste e brilho, além da disponibilidade de realizar reconstruções 3D e multiplanares, mensurações lineares,

angulares e volumétricas; entretanto, cada programa apresenta peculiaridades e metodologias distintas que influenciam os resultados das análises craniométricas sendo que estas não são comumente descritas nos trabalhos publicados.

Lagravère et al. (2008) avaliaram a precisão das medições lineares e angulares em imagens 3D-TCFC e encontraram que a média de erro nas medidas inferior a 1 mm e 1 grau em comparação com o padrão-ouro. Os autores enfatizaram a possibilidade de utilizar análises quantitativas para este tipo de imagem de alta qualidade, e assumiram que os resultados encontrados foram bons. No entanto, acreditamos que 1 milímetro é uma distância considerável no planejamento da osteotomia tipo Le Fort I principalmente na região posterior da maxila próximo ao processo pterigóide e a artéria palatina descendente. A determinação da distância exata é fundamental no planejamento cirúrgico a fim de prevenir complicações graves de ordem vascular e/ou nervosa.

Do amplo universo de programas de manipulação de imagens tomográficas, utilizamos em nossa pesquisa três programas amplamente utilizados. O programa Vítrea, programa da área médica não específico para cirurgia ortognática, foi escolhido devido aos trabalhos previamente publicados avaliando medidas craniométricas diversas associado à metodologia de mensuração linear tridimensional; o OsiriX foi escolhido devido a sua ampla utilização na área de saúde, especialmente na medicina, por ser um programa de uso gratuito, de fácil manipulação além de ser de código aberto onde os usuários podem propor alterações; o Dolphin, programa de imagem especificamente desenvolvido para auxílio diagnóstico e planejamento associado às deformidades dentofaciais foi escolhido devido a sua ampla utilização nos planejamentos cirúrgicos.

Os programas testados apresentam inúmeras versões e buscamos utilizar as mais recentes e atuais.

A escolha da osteotomia tipo Le Fort I foi baseada na extrema dificuldade na identificação das estruturas anatômicas sem o uso de técnicas de reconstrução multiplanar ou tridimensional, a necessidade de manipulação cirúrgica da região do processo pterigóide do osso esfenóide associado à íntima relação com estruturas anatômicas vasculares e nervosas; e a ausência de trabalhos científicos com rígido controle metodológico.

O programa Vítrea permite a obtenção de medidas lineares tridimensionais baseada na mensuração da menor distância entre dois pontos anatômicos

previamente determinados pelo profissional (mensuração linear tridimensional verdadeira). Uma das vantagens no uso deste programa é a perfeita interação entre a RMP e a reconstrução 3D, isto é, o programa permite ao usuário a marcação de pontos em diferentes cortes tomográficos (axial, coronal ou sagital) e, simultaneamente, a visualização espacial dos pontos marcados na reconstrução 3D permitindo a conferência da exatidão no posicionamento previamente escolhido dos pontos anatômicos / craniométricos. Outra vantagem é a ferramenta de marcação ser em formato de flecha o que permite a identificação perfeita do ponto escolhido sem a sua sobreposição. Após a escolha dos pontos anatômicos inicial e final, e a realização do cálculo da distância, o usuário pode utilizar a reconstrução 3D para avaliar a medida realizada. A utilização das ferramentas rotação e translação não alteram o posicionamento espacial da mensuração linear comprovando tratar-se de medida tridimensional.

Lopes et al. (2008) e Moreira et al. (2009) realizaram medidas craniométricas lineares com o Vítrea e imagens adquiridas em TCMS e TCFC respectivamente. Os autores concluíram que não houve diferenças estatisticamente significantes entre o programa e as medidas físicas em crânios secos. Em concordância com nossos resultados no qual o programa Vítrea apresentou nas análises inter- e intra-observadores excelente grau de concordância. A maior diferença encontrada entre o padrão ouro e as medidas utilizando o Vítrea foi de 0,18mm para todas as medidas craniométricas realizadas.

Albuquerque et al. (2011) utilizando as ferramentas RMP e a reconstrução 3D do Vítrea para mensuração volumétrica de defeitos ósseos alveolares concluíram que o método proposto foi considerado eficiente e confiável, demonstrando a qualidade, precisão e acurácia do programa e de suas ferramentas de mensuração.

O programa OsiriX apresenta metodologia de mensuração linear diferente daquela apresentada pelo Vítrea apesar da semelhança na metodologia empregada pelo usuário na realização das medidas. Na versão testada do OsiriX, os pontos craniométricos são definidos com auxílio da RMP e das guias multiplanares e automaticamente transferidos para a reconstrução tridimensional, onde foi possível verificar a exatidão do posicionamento espacial destes. Entretanto, a mensuração linear com a união dos pontos previamente demarcados deve ser feita pelo usuário, o que gera inúmeras dificuldades: 1- A mensuração sobre a reconstrução 3D corresponde a uma medida bidimensional e, por isso, é sensível à escolha do plano

de observação do usuário / observador; 2- A alteração do plano espacial de visualização (rotação ou translação), alterando o posicionamento espacial da medida; 3- A ferramenta de marcação dos pontos inicial e final das estruturas anatômicas é caracterizado por uma esfera vermelha e, seu tamanho dificulta a visualização e, conseqüentemente, a mensuração especialmente nas estruturas anatômicas menores e delicadas como na região do processo pterigóide.

O programa OsiriX apresenta inúmeras publicações especialmente na área médica, entretanto, poucos estudos descrevem sua aplicabilidade na Odontologia o que justificou o seu estudo em nossa pesquisa.

Usando o programa, os resultados apresentaram diferenças estatisticamente significantes para todas as medidas lineares, principalmente na localização das estruturas anatômicas da região posterior da maxila com valores destoando até 2,54 mm em comparação com as medidas físicas, o que pode comprometer os resultados cirúrgicos e, portanto, não foram consideradas precisas e acuradas o suficiente no planejamento da osteotomia tipo Le Fort I.

De acordo com nossos resultados, Ueki et al. (2009) afirmou que a posição de medição afeta a medida especialmente na região do processo pterigóide sugerindo que medidas imprecisas nesta região poderiam induzir a fraturas indesejáveis e suas complicações.

Nagasaka et al. (2003) mostraram que quanto mais próximos estão dois pontos a serem mensurados, maiores tendem a ser os erros de medição linear e angular. Em concordância com nossos resultados os quais apresentaram maior divergência das medidas físicas especialmente nas mensurações do processo pterigóide, isto é, estruturas anatômicas pequenas e delicadas.

O programa OsiriX testado no estudo (versão 1.2 64-bit) não é última versão disponível. Atualmente, inúmeras atualizações são disponibilizadas paulatinamente com novas ferramentas e aprimoramentos sendo que versões mais recentes podem apresentar resultados diferentes dos relatados neste trabalho.

O programa Dolphin é um programa desenvolvido para uso odontológico de fácil utilização que apresenta metodologia de mensuração linear diferente daquelas apresentadas anteriormente. A versão testada do programa possibilita a obtenção de medidas lineares tridimensionais verdadeiras e sobre a reconstrução 3D (bidimensionais). Na primeira, a seleção dos pontos craniométricos é obtida por meio da RMP e das guias multiplanares, entretanto os pontos inicial e final devem

ser marcados no mesmo plano espacial, isto é, se o primeiro ponto for marcado utilizando os cortes axiais o segundo deverá ser obrigatoriamente marcado no plano axial; outra dificuldade encontrada foi a ausência de visualização simultânea dos pontos selecionados na reconstrução tridimensional para conferência do posicionamento selecionado, além do tamanho da ferramenta que demarcava os pontos que, devido a sua extensão, sobrepunha o segundo ponto nas estruturas anatômicas pequenas, como na região do processo pterigóide da maxila. No segundo, os pontos são marcados diretamente sobre a reconstrução 3D e, apesar do programa calcular automaticamente a menor distância entre os pontos, esta é uma projeção onde o posicionamento espacial das superfícies é difícil de ser obtido gerando comprometimento das medidas lineares, entretanto estas são bidimensionais. Devido a esta limitação do Dolphin, optamos por realizar as medidas tridimensionais por meio da RMP.

Diversos trabalhos avaliaram a precisão e a acurácia das medidas lineares por meio do Dolphin.

Periago et al. (2008) comparando a precisão das medições lineares 3D TCFC utilizando Dolphin, com medidas em crânios secos humanos concluíram que muitas medidas lineares podem ser significativamente diferentes das dimensões anatômicas, entretanto os autores consideraram as medidas suficientemente precisas para uso na prática clínica.

Em concordância com estas conclusões, Berco et al. (2009) concluíram que medidas lineares obtidas por meio da TCFC e o programa Dolphin permitiram a obtenção de medidas precisas e confiáveis com nível de precisão limitada de acordo com a necessidade de uso.

Power et al. (2005) avaliaram a confiabilidade e reprodutibilidade dos traçados cefalométricos bidimensionais e tridimensionais realizados com o Dolphin versão 8.0 concluindo que o programa não foi confiável quando comparado com as técnicas tradicionais para o planejamento de movimentos cirúrgicos.

De Oliveira et al. (2009) avaliaram a confiabilidade da identificação de pontos anatômicos usando Dolphin. Segundo os autores a confiabilidade intra e inter-observador foi excelente, especialmente usando o guia multiplanar, enquanto a localização ponto na reconstrução 3D pode levar a erros significativos.

Nossos resultados demonstram uma concordância intra-observador variando de excelente a moderada apesar do programa Dolphin calcular automaticamente a

menor distância lineares por meio da RMP (medidas tridimensionais). A variabilidade dos resultados pode ser explicada devido à interferência do guia de marcação do ponto sobrepondo às estruturas anatômicas, aliado a obrigatoriedade de seleção dos pontos de interesse utilizando apenas um plano espacial mesmo com o uso das guias de localização multiplanar.

Weissheimer et al. (2012) comparando a precisão e exatidão de seis programas de imagem, incluindo Dolphin versão 11, para medir o volume da via aérea superior concluíram que todos os programas eram confiáveis, entretanto apresentavam limitações na acurácia.

As diferenças entre as medidas do Dolphin com o padrão ouro variaram de 0,0 a 1,95 milímetros sendo que esta variabilidade pode comprometer a avaliação anatômica e o planejamento cirúrgico.

Os diferentes métodos de mensuração linear utilizado pelos diferentes programas de imagens 3D devem ser analisados previamente a sua utilização para avaliação anatômica das estruturas de interesse a osteotomia tipo Le Fort I e a cirurgia ortognática sendo que, o constante desenvolvimento de versões e atualizações cada vez mais precisos e acurados, possibilitem a localização espacial exata das estruturas anatômicas, especialmente as delicadas e pequenas como na região do processo pterigóide, para produzir resultados eficazes minimizando possíveis complicações associadas à osteotomia tipo Le Fort I.

7 CONCLUSÕES

- As medidas lineares das estruturas ósseas de interesse à osteotomia tipo Le Fort I utilizando o programa Vítrea 3.8.1 foram consideradas precisas e acuradas para imagens adquiridas por meio da TCMS e TCFC.
- Os programas OsiriX MD 1.2 64-bit e Dolphin Imaging 11.5.04.35 demonstraram discrepâncias na realização de medidas lineares tridimensionais de interesse à osteotomia tipo Le Fort I pontualmente na região do processo pterigóide da maxila.

REFERÊNCIAS¹

Albuquerque MA, Gaia BF, Cavalcanti MG. Oral cleft volumetric assessment by 3D multislice computed tomographic images. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2011 Nov;40(11):1280-8

Almog DM, Benson BW, Wolfgang L, Frederiksen NL, Brooks SL. Computerized tomography-based imaging and surgical guidance in oral implantology. *J Oral Implantol*. 2006 ;32(1):14-8.

Al-Ekrish AA, Ekram M. A comparative study of the accuracy and reliability of multidetector computed tomography and cone beam computed tomography in the assessment of dental implant site dimensions. *Dentomaxillofac Radiol*. 2011 Feb;40(2):67-75.

Angle EH. Classification of Malocclusion. *Dental Cosmos*. 1899;419(3): 248-64.

Apinhasmit W, Chompoopong S, Methathrathip D, Sangvichien S, Karuwanarint S. Clinical anatomy of the posterior maxilla pertaining to Le Fort I osteotomy in Thais. *Clin Anat*. 2005 Jul;18(5):323-9.

Axhausen G. Zur Behandlung veralteter desloziert verheilte Oberkieferbrunche. *Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd* 1934;334.

Berco M, Rigali PH Jr, Miner RM, DeLuca S, Anderson NK, Will LA. Accuracy and reliability of linear cephalometric measurements from cone-beam computed tomography scans of a dry human skull. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009 Jul;136(1):17.e1-9.

Cavalcanti MG. Diagnóstico por imagem da face. 2a ed. São Paulo: Santos; 2012. 524 p.

Cavalcanti MG, Haller JW, Vannier MW. Three-dimensional computed tomography landmark measurement in craniofacial surgical planning: experimental validation in vitro. *J Oral Maxillofac Surg*. 1999 Jun;57(6):690-4.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

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

Cavalcanti MGP, Ruprecht A, Quest J. 3D-CT vascular setting protocol using computer graphics for the evaluation of maxillofacial lesions. *Pesqui Odontol Bras*. 2001 Jul-Sep;15(3):229-36.

Cavalcanti MGP, Ruprecht A, Vannier MW. 3D volume rendering using multislice CT for dental implants. *Dentomaxillofac Radiol*. 2002 Jul;31(4):218-23.

Cevidanes LH, Hajati AK, Paniagua B, et al. Quantification of condylar resorption in temporomandibular joint osteoarthritis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2010 Jul;110(1):110-7.^A

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

Cevidanes LH, Tucker S, Styner M, et al. Three-dimensional surgical simulation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010 Sep;138(3):361-71.^B

Cheung LK, Fung SC, Li T, Samman N. Posterior maxillary anatomy: implications for Le Fort I osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1998 Oct;27(5):346-51.

Chew MT. Spectrum and management of dentofacial deformities in a multiethnic Asian population. *Angle Orthod*. 2006 Sep;76(5):806-9.

Costa FF, Gaia BF, Umetsubo OS, Cavalcanti MG. Detection of horizontal root fracture with small-volume cone-beam computed tomography in the presence and absence of intracanal metallic post. *J Endod*. 2011 Oct;37(10):1456-9.

Cruz AA, dos Santos AC. Blindness after Le Fort I osteotomy: a possible complication associated with pterygomaxillary separation. *J Craniomaxillofac Surg*. 2006 Jun;34(4):210-6.

Damstra J, Fourie Z, Huddleston Slater JJ, Ren Y. Reliability and the smallest detectable difference of measurements on 3-dimensional cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011 Sep;140(3):e107-14.

de Oliveira AE, Cevidanes LH, Phillips C, Motta A, Burke B, Tyndall D. Observer reliability of three-dimensional cephalometric landmark identification on cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009 Feb;107(2):256-65.

Dolanmaz D, Esen A, Emlik D, Candirli C, Kalayci A, Çiçekcibaşı A. Comparison of two different approaches to the pterygomaxillary junction in Le Fort I osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008 Sep;106(3):e1-5.

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

Fourie Z, Damstra J, Gerrits PO, Ren Y. Accuracy and reliability of facial soft tissue depth measurements using cone beam computer tomography. *Forensic Sci Int.* 2010 Jun;199(1-3):9-14.

Gateno J, Xia J, Teichgraeber JF, Rosen A. A new technique for the creation of a computerized composite skull model. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003 Feb;61(2):222-7.

Gauthier A, Lézy JP, Vacher C. Vascularization of the palate in maxillary osteotomies: anatomical study. *Surg Radiol Anat.* 2002 Feb;24(1):13-7.

Goffinet L, Laure B, Tayeb T, et al. An arteriovenous fistula of the maxillary artery as a complication of Le Fort I osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg.* 2010 Jun;38(4):251-4.

Harradine NW, Birnie DJ. Computerized prediction of the results of orthognathic surgery. *J Maxillofac Surg.* 1985 Dec;13(6):245-9.

Hwang DS, Kim YI, Park SB, Lee JY. Midfacial soft tissue changes after leveling Le Fort I osteotomy with differential reduction. Cone-beam computed tomography volume superimposition. *Angle Orthod.* 2012 May;82(3):424-31.

Hwang K, Lee DK, Chung IH, Lee SI. Le Fort I osteotomy with sparing fracture of lateral pterygoid plate. *J Craniofac Surg.* 2001 Jan;12(1):48-52.

Jamilson PL, Ward RE. Brief communication : measurement size, precision, and reability in craniofacial anthropometry: bigger is better. *Am J Anthropol*. 1993 Apr;90(4):495-500.

Jung YJ, Kim MJ, Baek SH. Hard and soft tissue changes after correction of mandibular prognathism and facial asymmetry by mandibular setback surgery: three-dimensional analysis using computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009 Jun;107(6):763-71.

Kaipatur N, Al-Thomali Y, Flores-Mir C. Accuracy of computer programs in predicting orthognathic surgery hard tissue response. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Aug;67(8):1628-39.

Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single- breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology*. 1990 Jul;176(1):181-3.

Kamburoğlu K, Kolsuz E, Kurt H, Kiliç C, Özen T, Paksoy CS. Accuracy of CBCT measurements of a human skull. *J Digit Imaging*. 2011 Oct;24(5):787-93.

Kang SH, Kim MK, Park SY, Lee JY, Park W, Lee SH. Early orthognathic surgery with three-dimensional image simulation during presurgical orthodontics in adults. *J Craniofac Surg*. 2011 Mar;22(2):473-81.

Kau CH, Richmond S, Palomo JM, Hans MG. Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. *J Orthod*. 2005 Dec;32(4):282-93.

Kim JW, Chin BR, Park HS, Lee SH, Kwon TG. Cranial nerve injury after Le Fort I osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2011 Mar;40(3):327-9.

Kim SG, Park SS. Incidence of complications and problems related to orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg*. 2007 Dec;65(12):2438-44.

Kragsskov J, Bosch C, Gyldensted C, Sindet-Pedersen S. Comparison of the reliability of craniofacial anatomic landmarks based on cephalometric radiographs and three-dimensional CT scans. *Cleft Palate Craniofac J*. 1997 Mar;34(2):111-6.

Kramer FJ, Baethge C, Swennen G, et al. Intra- and perioperative complications of the LeFort I osteotomy: A prospective evaluation of 1000 patients. *J Craniofac Surg*. 2004 Nov;15(6):971-4.

Lagravère MO, Carey J, Toogood RW, Major PW. Three-dimensional accuracy of measurements made with software on cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008 Jul;134(1):112-6.

Lagravère MO, Low C, Flores-Mir C, et al. Intraexaminer and interexaminer reliabilities of landmark identification on digitized lateral cephalograms and formatted 3-dimensional cone-beam computerized tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010 May;137(5):598-604.

Langenbeck BV. Beitrage zur Osteoplastik-Die Osteoplastische Resektion des oberkiefer. In: Goshen A, ed. Dusche Klinik. Berlin: Reimer, 1859.

Lanigan DT, Hey JH, West RA. Major vascular complications of orthognathic surgery: hemorrhage associated with Le Fort I osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg*. 1990 Jun;48(6):561-73.

Liang X, Jacobs R, Hassan B, et al. A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and multi-slice CT (MSCT). Part I: On subjective image quality. *Eur J Radiol*. 2010 Aug;75(2):265-9.

Lopes PM, Moreira CR, Perrella A, Antunes JL, Cavalcanti MG. 3D volume rendering maxillofacial analysis of angular measurements by multislice CT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008 Feb;105(2):224-30.

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

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

Luu NS, Nikolcheva LG, Retrouvey JM, et al. Linear measurements using virtual study models. *Angle Orthod*. 2012;82(6):1098-106.

McCormick SU, Drew SJ. Virtual model surgery for efficient planning and surgical performance. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011 Mar;69(3):638-44.

Maeda M, Katsumata A, Aiji Y, et al. 3D-CT evaluation of facial asymmetry in patients with maxillofacial deformities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006 Sep;102(3):382-90.

Medelink J, Hertrich K, Steinhäuser-Andresen S, Hirschfelder U, Hofmann E. Accuracy of anatomical landmark identification using different CBCT- and MSCT-based 3D images: an in vitro study. *J Oralfac Orthop.* 2011 Aug;72(4):261-78.

Misch KA, Yi ES, Sarment DP. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. *J Periodontol.* 2006 Jul;77(7):1261-6.

Moreira CR, Sales MA, Lopes PM, Cavalcanti MG. Assessment of linear and angular measurements on three-dimensional cone-beam computed tomographic images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009 Sep;108(3):430-6.

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

Nadjmi N, Mollemans W, Daelemans A, Van Hemelen G, Schutyser F, Bergé S. Virtual occlusion in planning orthognathic surgical procedures. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010 May;39(5):457-62.

Nagasaka S, Fujimura T, Segoshi K. Development of a non-radiographic cephalometric system. *Eur J Orthod.* 2003 Feb;25(1):77-85.

Omura T, Glickman RS, Super S. Method to verify the accuracy of model surgery and prediction tracing. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1996;11(3):265-70.

Oz U, Orhan K, Abe N. Comparison of linear and angular measurements using two-dimensional conventional methods and three-dimensional cone beam CT images reconstructed from a volumetric rendering program in vivo. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011 Dec;40(8):492-500.

Periago DR, Scarfe WC, Moshiri M, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod.* 2008 May;78(3):387-95.

Piñeiro-Aguilar A, Somoza-Martín M, Gandara-Rey JM, García-García A. Blood loss in orthognathic surgery: a systematic review. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011 Mar;269(3):885-92.

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

Popat H, Richmond S, Drage NA. New developments in: three-dimensional planning for orthognathic surgery. *J Orthod.* 2010 Mar;37(1):62-71.

Power G, Breckon J, Sherriff M, McDonald F. Dolphin Imaging Software: an analysis of the accuracy of cephalometric digitization and orthognathic prediction. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2005 Sep;34(6):619-26.

Quevedo LA, Ruiz JV, Quevedo CA. Using a clinical protocol for orthognathic surgery and assessing a 3-dimensional virtual approach: current therapy. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011 Mar;69(3):623-37.

Sales M, Cavalcanti M. Complex odontoma associated with dentigerous cyst in maxillary sinus: case report and computed tomography features. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009 Jan;38(1):48-52.

Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc.* 2006 Feb;72(1):75-80.

Scheniderman ED, Xu H, Salyer KE. Characterization of the maxillary complex in unilateral cleft lip and palate using cone beam computed tomography: a preliminary study. *J. Craniofac Surg.* 2009 Sep;20(Suppl 2):1699-710.

Schuchardt D. Ein Beitrag zur chirurgischen Kieferorthopädie unter Berücksichtigung ihrer Bedeutung für die Behandlung angeborener und erworbener Kieferdeformitäten bei Soldaten. *Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd.* 1942;9:73.

Severt TR, Proffit WR. The prevalence of facial asymmetry in dentofacial deformities population at the University of North Carolina. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1997 ;12(3):171-6.

Spalding PM. Crescimento e desenvolvimento craniofacial: Compreensão atual e considerações clínicas. In: Miloro M, Ghali GE, Larsen PE, Waite PD. *Princípios de Cirurgia Bucomaxilofacial*. 2ª ed. São Paulo: vol. 2. Ed. Santos; 2008. p.1051-86.

Steel BJ, Cope MR. Unusual and rare complications of orthognathic surgery: a literature review. *J Oral Maxillofac Surg*. 2012 Jul;70(7):1678-91.

Stratemann SA, Huang JC, Maki K, Miller AJ, Hatcher DC. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofac Radiol*. 2008 Feb;37(2):80-93.

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

Swennen GR, Mollemans W, Schutyser F. Three-dimensional treatment planning of orthognathic surgery in the era of virtual imaging. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Oct;67(10):2080-92.

Talwar RM, Chemaly D. Information and computer technology in oral and maxillofacial surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2008 Feb;20(1):79-89.

Tucker S, Cevidanes LH, Styner M, et al. Comparison of actual surgical outcomes and 3-dimensional surgical simulations. *J Oral Maxillofac Surg*. 2010 Oct;68(10):2412-21.

Ueki K, Nakagawa K, Marukawa K, Yamamoto E. Le Fort I osteotomy using an ultrasonic bone curette to fracture the pterygoid plates. *J Craniomaxillofac Surg*. 2004 Dec;32(6):381-6.

Ueki K, Hashiba Y, Marukawa K, et al. Assessment of pterygomaxillary separation in Le Fort I Osteotomy in class III patients. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Apr; 67(4):833-9.

Umetsubo OS, Gaia BF, Costa FF, Cavalcanti MG. Detection of simulated incipient furcation involvement by CBCT: an in vitro study using pig mandibles. *Braz Oral Res*. 2012 Jul-Aug;26(4):341-7.

Wassmund M. *Lehrbuch der Praktischen Chirurgie des Mundes und der Kiefer*. Vol 1. Barth: Leipzig; 1935.

Weissheimer A, Menezes LM, Sameshima GT, Enciso R, Pham J, Grauer D. Imaging software accuracy for 3-dimensional analysis of the upper airway. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012 Dec;142(6):801-13.

Wilson MW, Maheshwari P, Stokes K, et al. Secondary fractures of Le Fort I osteotomy. *Ophthal Plast Reconstr Surg*. 2000 Jul;16(4):258-70.

Xia JJ, Gateno J, Teichgraeber JF. New clinical protocol to evaluate craniomaxillofacial deformity and plan surgical correction. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Oct;67(10):2093-106.

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

PARECER DE APROVAÇÃO
Protocolo 94/11
CAAE 0105.0.017.000-11

O grupo de trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa **APROVOU** o protocolo de pesquisa **"Comparação entre medidas lineares tridimensionais e em terceira dimensão de interesse na cirurgia ortognática de maxila por meio de diferentes programas utilizando tomografia computadorizada por feixe cônico e multislice"**, de responsabilidade do(a) Pesquisador(a) Bruno Felipe Gaia dos Santos, sob orientação do Professor Doutor Marcelo de Gusmão Paraíso Cavalcanti.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 28 de setembro de 2011.

Prof. Dra. Marcia Turolla Wanderley
Coordenadora do CEP-FOUSP

Av. Prof. Lineu Prestes, 2227 - Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira".
São Paulo - SP - CEP 05508-900 - Tel. (0XX11) 3091-7960