UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

MARCELO LUPION POLETI

**Análise de medidas lineares da mandíbula em modelos
tridimensionais reformatados a partir da tomografia
computadorizada de feixe cônico**

BAURU
2012

MARCELO LUPION POLETI

**Análise de medidas lineares da mandíbula em
modelos tridimensionais reformatados a partir
da tomografia computadorizada de feixe cônico**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Estomatologia e Biologia Oral.

Orientadora: Profa. Dra. Izabel Regina Fischer Rubira-Bullen

Versão corrigida

**BAURU
2012**

Poleti, Marcelo Lupion

P758a Análise de medidas lineares da mandíbula em modelos tridimensionais reformatados a partir da tomografia computadorizada de feixe cônico / Marcelo Lupion Poleti -- Bauru, 2012.

113p. : il. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo.

Orientadora: Profa. Dra. Izabel Regina Fischer Rubira-Bullen

Nota: a versão original desta tese encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta tese, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

Comitê de Ética da FOB/USP

Protocolo nº: 006-2011

Data: 05/05/11

DADOS CURRICULARES

Marcelo Lupion Poleti

26 de abril de 1979
Santo Inácio - PR

Nascimento

Filiação

Antonio Poleti

Maria Ivone Lupion Poleti

2001 – 2004

Curso de Graduação em Odontologia
Faculdade de Odontologia de Bauru,
Universidade de São Paulo

2007 – 2009

Curso de pós-graduação em Estomatologia,
em nível de Mestrado, pela Faculdade de
Odontologia de Bauru, Universidade de São
Paulo

2009 – 2012

Curso de pós-graduação em Ciências
Odontológicas Aplicadas, em nível de
Doutorado, pela Faculdade de Odontologia
de Bauru, Universidade de São Paulo

Com todo meu amor e gratidão...

Dedico este trabalho,

Aos meus queridos pais *Antonio e Ivone* incentivadores de todas as minhas conquistas, a minha querida esposa *Thais*, por compartilhar todos os nossos sonhos e a *Deus*, por me abençoar e me aceitar do jeito que eu sou.

“Poís eu sei os planos que tenho para vós, diz o Senhor, planos de paz, e não de mal, para vos dar uma esperança e um futuro.”
(Jr 29:11)

Agradeço especialmente...

Aos meus queridos pais *Antonio e Ivone:*

Pelo amor incondicional que sempre demonstraram por mim e por nossa família.
Com vocês aprendi que não seríamos nada sem força de vontade, dedicação e por me ensinar a lutar pelos nossos sonhos. Amo vocês!

A minha esposa *Thais:*

Você é a concretização das promessas de Deus em minha vida. O Senhor já sabia, desde o meu nascimento, que ao meu lado era preciso uma mulher sonhadora, batalhadora, amiga, dedicada e, sobretudo, íntegra. Com você tenho sonhado e crescido diariamente, e quando falo para os nossos alunos que você é infinitamente mais inteligente que a mim e porque realmente minha admiração por você é infinita.

Agradeço a Deus por sua vida e por me presentear com uma família tão linda e abençoada como a sua. Te amo sempre!

Aos meus queridos irmãos *Haroldo, Elisangela, Renata e Fabio*:

Por tornarem a minha vida mais feliz e completa e por todos os bons momentos vividos juntos.

Ao meu cunhado *Marcelo*.
Pela amizade e por me dar uma das grandes alegrias da minha vida: meu sobrinho querido
Samuel!

Ao meu querido sobrinho *Samuel*,
Por toda a alegria dada a família e por tornar os meus dias mais felizes!!

Aos meus avós *Caetano* (in memoriam) e *Nair*
e *Juvenal e Maria*.

Obrigado por todo amor e carinho.

Aos meus *Tios e Primos*

Por participarem constantemente da minha vida. Obrigado por acreditarem e confiarem
em mim.

Agradeço especialmente...

A minha orientadora

Profa. Dra. Izabel Regina Fischer Rubira-Bullen:

Por sempre acreditar no meu trabalho e confiar em mim em todos os momentos.

Pela oportunidade de me transformar em um pesquisador, abrir as portas e
estimular o meu desenvolvimento profissional, sempre estimulando o
treinamento no exterior.

Obrigado por tudo, serei sempre grato!

Agradeço ...

A todos os professores do Departamento de Estomatologia da FOB/USP.

A Profa. Dra. Ana Lúcia Alvares Capelozza:

Obrigado por toda confiança e carinho. Desde a graduação a senhora me orientou nos meus primeiros trabalhos em Radiologia. A senhora permitiu que eu crescesse dentro da área acadêmica e consequentemente me deu a oportunidade de ensinar, realizando assim, parte do meu sonho, que é ser professor. Te agradeço imensamente.

Ao Prof. Dr. José Humberto Damante:

Por me transmitir seu senso crítico e sábios conhecimentos. Obrigado por todos os ensinamentos e por me ajudar a crescer profissionalmente. Hoje, sei que orientar e ensinar certamente é mais difícil que aprender. Muito obrigado por tudo!

Ao Prof. Dr. Luiz Eduardo Montenegro Chinellato:

Pela formação em Estomatologia durante o período que permaneci na FOB.

Obrigado por tudo!

Ao Prof. Dr. Paulo Sérgio da Silva Santos:

Pelo compromisso e seriedade com que encara a graduação e pós-graduação. Muito obrigado pelos conselhos e ensinamentos, sobretudo, na área de Medicina Bucal. O Departamento ganhou muito com a vinda do senhor.

E aos Professores da disciplina de Cirurgia:

Prof. Dr. Eduardo Sant'Ana,

Prof. Dr. Osny Ferreira Júnior,

Prof. Dr. Paulo Sérgio Perri de Carvalho,

Prof. Dr. Eduardo Sanches Gonçalves e

Prof. Dr. Renato Yassutaka Faria Yaedú:

Pela realização do curso de Pós-graduação em Estomatologia com todo suporte necessário da disciplina de Cirurgia. Sem a contribuição de vocês tudo seria mais difícil.

Sou grato pelos ensinamentos e oportunidade de trabalharmos juntos.

Muito obrigado!

Agradeço ...

A todos os funcionários do Departamento de Estomatologia da Faculdade de Odontologia de Bauru, em especial à *Marília, Luciana, Elza, Roberto, Fernanda, Josi, Alexandre e Andreia*, pelo carinho e pela prontidão com que sempre me atenderam.

Agradeço ...

À minha querida turma de doutorado:

Camila, Gabriel e Elen

Obrigado por toda a amizade, carinho, bons momentos juntos e pela compreensão nos momentos de ausência. Tudo seria mais difícil se eu não tivesse vocês. Com vocês me tornei mestre e agora realizo o sonho de ser doutor. Acredito que cada um que passa em nossa vida deixa um pouco de si e leva um pouco de nós. Portanto, embora a vida nos leve a caminhos diferentes, vocês sempre estarão na minha memória fazendo parte de uma das épocas mais importantes da minha vida. Obrigado por TUDO.

As turmas de *mestrado e doutorado novo*: *Edson, Laura, Thais Imada, Kellen e Marcelo*, em especial a *Bruna Centurion e Otávio Pagin*.

Vocês são mais que especiais para nós. Tenho um carinho enorme, respeito e admiração por vocês. Muito obrigado pelas palavras de incentivos nos momentos mais difíceis que passei aqui. Obrigado por tudo. Contem sempre conosco.

Amigos da turma XL, XLI e demais turmas da FOB. Foram verdadeiras amizades que ganhei durante todos esses anos na FOB e com certeza essas amizades eu levarei para o resto da minha vida. Só quem é fobiano, sabe o significado de ser fruto dessa casa. Agradeço em especial, aos meus amigos do PET, por sempre estarem ao meu lado, em especial a *Bruna, Carol Ortigosa e Joel*.

Ao Prof. Carlos (Cebola):

Meu tutor, amigo e padrinho. Obrigado por existir em nossas vidas e por sempre, mas sempre, nos ajudar em todos os momentos. Obrigado por todo carinho, amizade sincera e por me permitir fazer o treinamento na Harvard School of Dental Medicine. Acho que se hoje estou finalizando este ciclo, o senhor contribuiu muito para que tudo acontecesse da melhor forma possível. O Senhor é um exemplo de professor e pesquisador a ser seguido por todos nós.

Aos Professores da Harvard School of Dental Medicine:

Prof. Dr. Nathaniel Treister,
Prof. Dr. Stephen, Sonis
Profa. Dra. Sock-Bin Woo

Pela forma com que me receberam durante o período que passamos juntos na Harvard School of Dental Medicine. Muito obrigado por tudo!

Ao Prof. Bernard Friedland,

Que contribuiu de forma indireta com suas sugestões para a realização desta pesquisa.

À disciplina *de Ortodontia*. Funcionários, Alunos e Professores. Obrigado por todo carinho e atenção.

Em especial à *Profa. Dra. Daniela Gamba Garib:*
Por todo carinho e por permitir que a Thais realizasse o sonho de ir para Harvard School of Dental Medicine. Sem a senhora, nada disso seria possível. Um grande exemplo de professora e pesquisadora para todos nós! Muito obrigado por tudo.

Ao Prof. Dr. José Fernando Castanha Henriques:
Por todo respeito e oportunidades à Thais. Muito obrigado por nos incentivar sempre à docência e a pesquisa.

Aos amigos *Núria e Renato, Renata e Marcelo Zanda, e*
Juliana,

Muito obrigado por todos os momentos que vivemos juntos.
Vocês são mais que especiais.

Aos meus queridos co-orientados e orientados de Iniciação Científica: *Camila,*
André, Daniela e Leonardo, pela responsabilidade e dedicação às
pesquisas, e por aceitarem a minha orientação e meus conselhos. Espero ter contribuído
para a formação de vocês, pois tenham a certeza que vocês contribuíram muito para o
meu aprendizado. Terei sempre boas lembranças.

Agradeço especialmente...

Aos meus sogros *Antônio e Sueli*, por todo carinho, respeito, consideração e por torcerem constantemente pela nossa felicidade.

Aos meus cunhados *Toni / Patrícia e José Rodolfo / Thaís*.

Vocês são muito mais que cunhados, são verdadeiros irmãos.

A nossa sobrinha *Cecilia*.

Você é a alegria de toda a família!

As famílias *Freire e Marconato* de Marília, *a vó Maria, a todos os tios, tias, primos e primas*, em especial a *Tia Ângela e Tia Roseli*, por todo carinho e por torcerem constantemente, e de forma vibrante, pela nossa felicidade.

Aos amigos queridos de longa data de Santo Inácio:

Muito obrigado por todo apoio durante essa jornada. Valeu mesmo.

Agradeço ...

À *Faculdade de Odontologia de Lins - Universidade Metodista de Piracicaba*, na pessoa do diretor **Prof. Dr. Marco Polo Marchese**.

Ao *Prof. Dr. Silvio Fernando Guideti Marques e Ana Cláudia*, por todo carinho com que me receberam em Lins, pelos momentos de descontração e pela oportunidade de trabalharmos juntos.

A *Profa. Dra. Nancy Alfieri Nunes e família*: sou muito grato a Deus por colocar em minha vida uma pessoa tão especial e maravilhosa como a senhora. Ao seu lado aprendi muito de Estomatologia, Radiologia e Medicina bucal, e é claro das coisas que vem dos céus. Muito obrigado pelas orações, pelas palavras de incentivo, pelo carinho, respeito e confiança. Serei eternamente grato!

À *Universidade Norte do Paraná*, na pessoa do diretor *Prof. Dr. Fernão Hélio de Campos Leite Junior*.

Ao *Prof. Dr. Ricardo de Lima Navarro e Profa. Dra. Paula Vanessa Ultramari-Navarro*, por viabilizarem nossa contratação na UNOPAR, por todo carinho, companheirismo e pelos momentos de muito trabalho e também de descontração.

Aos Professores do curso de pós-graduação em Ortodontia da UNOPAR:

Profa. Dra. Ana Cláudia de Castro Ferreira Conti

Prof. Dr. Marcio Rodrigues de Almeida

Prof. Dr. Renato Rodrigues de Almeida

Pelos momentos em que passamos juntos e por todas as palavras de incentivo.

Ao *Instituto Federal Do Paraná* - IFPR, na pessoa da diretora **Profa. Ms. Edilomar Leonart**, minha nova casa.

Ao *Prof. Ms. Fabiano Paiva Vieira*, um grande amigo! Obrigado pelo apoio incondicional.

À *Profa. Dra. Berenice Tomoko Tatibana e Profa. Ms. Tânia Simões*, pela confiança e pela oportunidade de trabalharmos juntos.

À *Fundação CASA (Centro de Atendimento Socioeducativo ao adolescente)* na pessoa da diretora de saúde **Andrea Thomaz de Almeida**, por toda confiança na realização do meu trabalho. Em especial, *Teresa, Maria do Carmo, Denise, Ivani, Noemia e Rosário*. Muito obrigado pelo cuidado especial que tiveram comigo durante todos esses anos que trabalhamos juntos, pelas palavras de incentivo e orações. Serei sempre grato por tudo!

Agradeço...

À *Faculdade de Odontologia de Bauru - Universidade de São Paulo*,
na pessoa do diretor **Prof. Dr. José Carlos Pereira** e da vice-diretora **Profa. Dra. Maria
Aparecida de Andrade Moreira Machado**.

A todos os professores e funcionários da Faculdade de Odontologia de Bauru. Foram
quase 10 anos juntos. A minha formação é toda dessa casa e a minha história foi
trilhada pelos corredores e salas dessa Instituição. Serei eternamente grato e tenho
muito orgulho de ser fruto da FOB.

Ao *Prof. Dr. José Roberto Lauris*

Pela paciência em ensinar estatística e por tornar a sua execução fácil e prazerosa.

Aos *pacientes da FOB*, pela confiança em mim depositada e por contribuírem
para o meu desenvolvimento profissional.

A *Capes*, pela concessão da bolsa de estudos durante o início do doutorado.

A *Todos* aqueles que, de alguma maneira, contribuíram para a realização desta
pesquisa.

Resumo

RESUMO

Objetivo: Avaliar a precisão e a acurácia de medidas lineares da mandíbula em modelos tridimensionais gerados a partir da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) em dois programas (Dolphin® e InVesalius®). **Material e Métodos:** Dez mandíbulas com marcadores de sílica foram submetidas à TCFC seguindo o protocolo de voxel 0,3 mm do aparelho i-CAT Classic®. Vinte medidas lineares foram realizadas duas vezes, de maneira aleatória, nos modelos tridimensionais nos programas Dolphin®, nos filtros Translúcido e Sólido-1, e InVesalius®. As medidas físicas foram realizadas com um paquímetro digital diretamente nas mandíbulas por um segundo examinador. Análise de variância para medidas repetidas (ANOVA), coeficiente de correlação intraclass, teste de Bland-Altman e erro absoluto e percentual foram utilizados para avaliar a precisão e a acurácia ($p < 0,05$). **Resultados:** Alta precisão foi encontrada no programa Dolphin®, filtro Translúcido e Sólido-1 e InVesalius®, com diferença máxima entre as mensurações de 0,27; 0,26 e 0,17 mm, respectivamente. Com relação à acurácia, 10 variáveis no filtro Translúcido; oito no filtro Sólido-1 e 13 no programa InVesalius® foram diferentes estatisticamente em relação as medidas físicas. Porém, 95%, 100% e 90% das medidas apresentaram valores abaixo do valor considerado clinicamente relevante (1 mm) nos filtros Translúcido e Sólido-1 e no programa InVesalius®, respectivamente. **Conclusão:** Os modelos tridimensionais com marcadores hiperdensos, gerados pelos programas Dolphin®, filtro Translúcido e Sólido-1, e InVesalius® podem ser utilizados com precisão e acurácia para a obtenção de medidas lineares.

Palavras-chave: Diagnóstico por imagem. Imagem tridimensional. Mandíbula. Software. Tomografia computadorizada de feixe cônico.

Abstract

ABSTRACT

Mandibular linear measurements on 3D CBCT models

Objective: The purpose of this study was to determine the accuracy and reliability of mandibular linear measurements obtained from 3-dimensional cone-beam computed tomography (CBCT) scans of dry human mandibles using different software (Dolphin[®] and InVesalius[®]). **Methods:** Ten dry human mandibles were scanned at voxel size of 0.3 mm (i-CAT Classic[®]). Twenty measurements were made twice, randomized, on 3D model generated by the software Dolphin (filter Translucent and Solid-1) and InVesalius. Subsequently, physical measurements were made using a digital caliper. Analysis of variance for repeated measures (ANOVA), Intraclass correlation (ICC) Bland–Altman, absolute and percentage mean error were used for evaluating accuracy and reliability ($p < 0.05$). **Results:** Excellent reliability values were found for linear measurements from CBCT volume rendering images in all methods (Dolphin Translucent, Solid-1 and InVesalius), with the mean measurement of 0.27; 0.26 and 0.17 mm, respectively. Ten measurement errors for Dolphin Translucent, eight for Solid-1 and 13 for InVesalius were statistically significant different from physical measurements; however, 95%, 100% and 90% of the measurements were, respectively, below the value clinically relevant (1 mm). **Conclusion:** Linear measurements on 3D model generated by the software Dolphin (Translucent and Solid-1) and InVesalius are reliable and accurate and can be used for linear measurements.

Key words: Diagnostic imaging. Three-dimensional image. Mandible. Software. Cone-Beam Computed Tomography.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	- Ilustração esquemática dos conceitos de precisão e acurácia.....	34
Figura 2	- Pontos mandibulares selecionados.....	49
Figura 3	- Marcador hiperdenso na reformatação coronal.....	49
Figura 4	- Medidas lineares.	50
Figura 5	- A) Paquímetro digital utilizado. B) Medida física linear (FM-FM).	51
Figura 6	- Programa Dolphin®. Reformatações multiplanares e do modelo tridimensional.	53
Figura 7	- Programa Dolphin®. Reformatações dos modelos tridimensionais utilizando os filtros translúcido (A) e Sólido-1 (B).	53
Figura 8	- A) Reformatação dos marcadores no modelo tridimensional a partir do filtro Translúcido. B) Coincidência do ponto de mensuração e o centro do marcador no programa Dolphin®.....	54
Figura 9	- A) Reformatação dos marcadores no modelo tridimensional a partir do filtro Sólido-1. B) Coincidência do ponto de mensuração e o centro do marcador no programa Dolphin®.....	54
Figura 10	- Marcação dos pontos FM-D e FM-E e distância FM-FM no modelo Translúcido.....	55
Figura 11	- Marcação dos pontos FM-D e FM-E e distância FM-FM no modelo Sólido-1.	56
Figura 12	- Programa InVesalius®. Reformatações multiplanares e do modelo tridimensional.	57
Figura 13	- Marcação dos pontos FM-D e FM-E e distância FM-FM.....	57
Figura 14	- Gráfico de Bland-Altman para variável R1-R4 das medidas físicas. A) Gráfico de dispersão entre a 1ª e 2ª medições e B) Diferença e média entre as medições. LSC: limite superior de concordância; LIC: limite inferior de concordância.....	88

Figura 15 - Gráfico de Bland-Altman para variável RA-R1 para o modelo tridimensional - Dolphin® Translúcido. A) Gráfico de dispersão entre a 1ª e 2ª medições e B) Diferença e média entre as medições. LSC: limite superior de concordância; LIC: limite inferior de concordância.....	90
Figura 16 - Gráfico de Bland-Altman para variável Co-Co para o modelo tridimensional- Dolphin® Sódio 1. A) Gráfico de dispersão entre a 1ª e 2ª medições e B) Diferença e média entre as medições. LSC: limite superior de concordância; LIC: limite inferior de concordância.....	91
Figura 17 - Gráfico de Bland-Altman para variável Co-Co para o modelo tridimensional - InVesalius®. A) Gráfico de dispersão entre a 1ª e 2ª medições e B) Diferença e média entre as medições. LSC: limite superior de concordância; LIC: limite inferior de concordância.....	92

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	- Precisão intra-examinador dos marcadores hiperdensos para o filtro translúcido – eixo X. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI).....	64
Tabela 2	- Precisão intra-examinador dos marcadores hiperdensos para o filtro translúcido – eixo Y. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI).....	65
Tabela 3	- Precisão intra-examinador dos marcadores hiperdensos para o filtro translúcido – eixo Z. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI).....	66
Tabela 4	- Precisão intra-examinador dos marcadores hiperdensos para o filtro Sólido-1 – eixo X. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI).....	67
Tabela 5	- Precisão intra-examinador dos marcadores hiperdensos para o filtro Sólido-1 – eixo Y. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI).....	68
Tabela 6	- Precisão intra-examinador dos marcadores hiperdensos para o filtro Sólido-1 – eixo Z. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI).....	69
Tabela 7	- Precisão intra-examinador para as medidas físicas. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI).	70
Tabela 8	- Precisão intra-examinador para as medidas realizadas no modelo tridimensional no programa Dolphin [®] com o filtro translúcido. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI).....	71
Tabela 9	- Precisão intra-examinador para as medidas realizadas no modelo tridimensional no programa Dolphin [®] com o filtro Sólido-1. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI).....	72

Tabela 10 - Precisão intra-examinador para as medidas realizadas no modelo tridimensional no programa InVesalius®. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI).	73
Tabela 11 - Média (mm) e desvio padrão (DP) das medidas lineares no padrão-ouro (medidas físicas) e nos modelos tridimensionais. (Anova para medidas repetidas, seguido do teste de Dunnett).	75
Tabela 12 - Diferenças absolutas (mm) e percentuais (%) para a comparação entre as medidas dos modelos tridimensionais e o padrão-ouro (medidas físicas).	76
Tabela 13 - Porcentagem das variáveis com erro absoluto abaixo de 1,0; 0,5 e 0,3 mm nos modelos tridimensionais.	76

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	27
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	31
2.1	PRECISÃO E ACURÁCIA	33
2.2	PRECISÃO E ACURÁCIA NOS MODELOS TRIDIMENSIONAIS GERADOS A PARTIR DA TCFC.....	34
3	PROPOSIÇÃO	41
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	45
4.1	MATERIAL.....	47
4.1.1	AMOSTRA.....	47
4.2	MÉTODOS	47
4.2.1	PONTOS MANDIBULARES	48
4.2.2	MARCADORES.....	49
4.2.3	MEDIDAS LINEARES	50
4.2.4	OBTENÇÃO DO PADRÃO-OURO	51
4.2.5	AQUISIÇÃO DAS IMAGENS TOMOGRÁFICAS.....	51
4.2.6	OBTENÇÃO DAS MEDIDAS LINEARES NOS MODELOS TRIDIMENSIONAIS.....	52
4.2.6.1	PROCESSAMENTO E REFORMATAÇÕES TRIDIMENSIONAIS.....	52
4.2.6.2	PROGRAMA DOLPHIN®	52
4.2.6.2.1	IDENTIFICAÇÃO DOS PONTOS.....	54
4.2.6.2.2	MEDIDAS LINEARES NOS MODELOS TRANSLÚCIDO E SÓLIDO-1.....	55
4.2.6.3	INVESALIUS®.....	56
4.3	ANÁLISE ESTATÍSTICA	58
4.3.1	Teste de normalidade.....	58
4.3.2	Precisão e acurácia	58
5	RESULTADOS.....	61
5.1	PRECISÃO (Concordância Intra-examinador).....	63
5.1.1	Marcadores.....	63
5.1.2	Medida física	70
5.1.3	Dolphin® – Filtro Translúcido	71
5.1.4	Dolphin® – Filtro Sólido-1.....	72
5.1.5	InVesalius®	73
5.2	ACURÁCIA	74

6	DISCUSSÃO	77
6.1	A AMOSTRA	79
6.2	A METODOLOGIA	80
6.2.1	Pontos Mandibulares	80
6.2.2	Marcadores.....	80
6.2.3	Imagens tomográficas	81
6.2.4	Modelos tridimensionais	83
6.2.5	Medidas lineares	85
6.3	OS RESULTADOS	85
6.3.1	PRECISÃO	85
6.3.1.1	Marcadores.....	86
6.3.1.2	Medidas Físicas.....	87
6.3.1.3	Medidas lineares	89
6.3.2	ACURÁCIA	93
7	CONCLUSÕES	97
	REFERÊNCIAS.....	101
	ANEXOS	111

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

Para atingir sucesso no tratamento odontológico, dentre outros fatores, o diagnóstico e o planejamento devem ser criteriosamente executados. Durante a última década especialidades como Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial (CEVIDANES et al., 2005a; CEVIDANES et al., 2009), Endodontia (BLATTNER et al., 2010; ROSENBERG et al., 2010), Estomatologia (PINSKY et al., 2006; CEVIDANES et al., 2010), Implantodontia (ALMOG et al., 2006), Periodontia (MISCH et al., 2006), Odontologia Legal (FOURIE et al., 2010) e Ortodontia (CEVIDANES et al., 2005b; GARIB et al., 2007; BERCO et al., 2009; MOREIRA et al., 2009; LAGRAVERE et al., 2010; GRIBEL et al., 2011) ampliaram o potencial de diagnóstico e a capacidade de delinear um prognóstico mais realista com a introdução de novas tecnologias, dentre elas a Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) (GARIB et al., 2007; FERNANDES, 2011; PIMENTEL, 2011).

Essa tecnologia, descrita inicialmente por Mozzo et al. (1998) e Arai et al. (1999), tem sido amplamente indicada em Odontologia (BERCO et al., 2009; CAVALCANTI, 2010), pois é um exame complementar que permite obter a reprodução de uma secção do corpo humano em quaisquer uns dos três planos do espaço (GARIB et al., 2007). A TCFC ganhou rapidamente espaço na Odontologia, principalmente por suas características de ausência de sobreposição de imagens, doses de radiação mais baixas e menor custo do aparelho quando comparado à tomografia computadorizada (TC) *multislice*, e a possibilidade de realizar medidas a partir de reformatações geradas por programas de computação gráfica (SUKOVIC 2003; CAVALCANTI et al., 2004; NAITOH et al., 2004; FARMAN; SCARFE, 2006; SCARFE et al., 2006; ACCORSI, 2007; GARIB et al., 2007; PERIAGO et al., 2008; MOREIRA et al., 2009; DAMSTRA et al., 2010; GRIBEL et al., 2011; PIMENTEL, 2011).

O número de aparelhos de TCFC e de programas utilizados para reformatação das imagens aumentaram rapidamente no mercado odontológico e trabalhos de validação das medidas lineares e angulares utilizando essas tecnologias tem sido realizados, sobretudo, nas reformatações multiplanares (axial, coronal e sagital) (MOREIRA et al., 2009). Porém, estudos comprovando a precisão

e a acurácia dos modelos tridimensionais são limitados e maiores esclarecimentos ainda são necessários, não só para contribuir para o diagnóstico como também para estabelecer corretamente o plano de tratamento e controle dos pacientes quando essas tecnologias são empregadas (MOREIRA et al., 2009; DAMSTRA et al., 2010; PIMENTEL, 2011). Por ser um método recente e ainda questionado este estudo teve como objetivo avaliar a precisão e a acurácia de medidas lineares da mandíbula em modelos tridimensionais reformatados a partir da TCFC em dois programas.

2 Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 PRECISÃO E ACURÁCIA

A avaliação da precisão e acurácia de medidas lineares em modelos tridimensionais gerados a partir da TCFC são imprescindíveis para que a tecnologia tridimensional possa ser utilizada com segurança pelos profissionais.

Uma medida é dita precisa, quando é reprodutível, isto é, cujos valores são semelhantes em cada medição. Para se ter alta precisão, a medida deve variar pouco em torno de um valor médio. A precisão tem influência significativa no poder de um estudo, sendo que quanto mais precisa for uma medida, maior o poder estatístico que um determinado tamanho de amostra tem para estimar os valores médios e testar hipóteses. A precisão, também denominada reprodutibilidade, confiabilidade e consistência, é afetada pelo erro aleatório (acaso); quanto maior o erro, menos precisa é a medida (ACCORSI, 2007; FERNANDES, 2011).

Há três principais fontes de erro nas medidas: variabilidade do examinador, variabilidade do sujeito e variabilidade do instrumento. A variabilidade do examinador refere-se à variabilidade na medida causada pelo examinador, por exemplo, a habilidade no manuseio de um instrumento mecânico, ou o conceito prévio sobre a definição de determinado ponto anatômico. A variabilidade do instrumento refere-se à variabilidade na medida causada por fatores ambientais, como temperatura, ou pelo desgaste de componentes mecânicos, etc. A variabilidade do sujeito refere-se à variabilidade biológica intrínseca aos sujeitos da pesquisa. A precisão é avaliada de acordo com a consistência de medições repetidas (ACCORSI, 2007; FERNANDES, 2011).

Já a acurácia de uma variável é a sua capacidade de representar realmente o que deveria representar, ou seja, quando se aproxima do seu valor verdadeiro (BUSCHANG et al., 1987). A acurácia de uma medida é melhor avaliada comparando-a a um padrão-ouro, uma técnica de referência considerada como acurada. A acurácia é função do erro sistemático, quanto maior o erro, menor a acurácia da variável (ACCORSI, 2007). Na figura 1 é possível entender

esquemáticamente as possibilidades que as variáveis podem apresentar em relação à precisão e acurácia.

Figura 1 - Ilustração esquemática dos conceitos de precisão e acurácia.

Após a elucidação do que realmente significa precisão e acurácia, os artigos incluídos na revisão específica abordam a precisão e/ou acurácia de medidas lineares nos modelos tridimensionais gerados a partir da TCFC.

2.2 PRECISÃO E ACURÁCIA NOS MODELOS TRIDIMENSIONAIS GERADOS A PARTIR DA TCFC

Pinsky et al. (2006) realizaram um estudo in vitro em defeitos intraósseos avaliando a acurácia de medidas lineares e volumétricas em TCFC (iCAT - Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA) reformatadas no programa Mimics® (Materialise, Inc, MD). Simularam defeitos ósseos pequenos semelhantes a lesões periodontais e periapicais. Sessenta e quatro lesões foram confeccionadas em um bloco de acrílico e 21 em uma mandíbula humana. Foram realizadas medidas por

meio de um programa de computação (Analyze[®], Analyse Direct Inc., MN, EUA) por cinco avaliadores, duas vezes cada, com intervalo de sete dias entre elas. Os autores consideraram a utilização da TCFC prática, acurada e não invasiva para determinar o tamanho e o volume dos defeitos. Além disso, os autores ressaltaram a dificuldade de diagnóstico dessas lesões usando radiografias convencionais pela bidimensionalidade e a aplicabilidade da TCFC em Odontologia.

Periago et al. (2008) avaliaram 20 medidas cefalométricas lineares nas reformatações tridimensionais geradas pelo programa Dolphin[®] 3D (versão 2,3 Dolphin Imaging Sciences, Chatsworth, Calif, EUA) a partir da TCFC (iCAT[®] - Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA) em 23 crânios e compararam com as medidas físicas realizadas com um paquímetro digital. Os autores concluíram que apesar de algumas medidas não terem sido acuradas, foram clinicamente aceitáveis, e podem ser usadas para análise craniofacial.

De maneira semelhante, Strateman et al. (2008) avaliaram a acurácia de medidas lineares rotineiramente utilizadas nas análises cefalométricas com aquisição da imagem por dois tomógrafos diferentes: NewTom[®] QR DVT 9000 (Aperio Inc, Sarasota, FL, EUA) e o Hitachi MercuRay[®] (Hitachi Medico Technology, Tóquio, Japão). Os modelos tridimensionais foram segmentados no programa CB Works[®] 1.0 (CyberMed, Seul, Coreia do Sul) e exportados para o programa Amira[®] (Amira 3.1, Mercury Computer Systems GmbH, Berlin, Alemanha) para avaliação. Esferas metálicas foram colocadas em pontos craniométricos de um crânio humano e as medidas lineares realizadas por meio de um paquímetro digital e pelo programa Amira. Ambas as imagens tomográficas apresentaram alta acurácia em relação às medidas físicas, com erro relativo menor que 1%.

Lagravère et al. (2008) também avaliaram a acurácia de medidas lineares e angulares realizadas no programa Amira[®] (Mercury Computer Systems, Berlin, Alemanha) e obtidas a partir do tomógrafo NewTom[®] 3G (Aperio Services, Verona, Itália). Uma mandíbula sintética com dez marcadores de titânio fixados foi avaliada por um examinador. As medições foram realizadas nos modelos tridimensionais, que proporcionaram mensurações em tamanho real. Os autores concluíram que não houve diferenças estatisticamente significativas entre o modelo tridimensional e o padrão-ouro.

Berco et al. (2009) avaliaram a precisão e acurácia de 29 medidas lineares realizadas nas reformatações tridimensionais geradas pelo programa Dolphin® (versão 10.1.01.38 Premium, Dolphin Imaging Sciences, Chatsworth, Calif, EUA), obtidas a partir do tomógrafo iCAT® (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA) e compararam com às medidas físicas. Um crânio humano com marcadores de aço inoxidável foi submetido à TCFC, variando o posicionamento do crânio. Os pontos foram marcados diretamente na reformatação tridimensional no Dolphin® e utilizaram os cortes multiplanares como auxiliar para identificação dos pontos. Os autores concluíram que as medidas lineares foram precisas e confiáveis nas reformatações tridimensionais.

Moreira et al. (2009) avaliaram a precisão e acurácia de 15 medidas lineares e seis angulares em modelos tridimensionais no programa Vitrea® 3.8.1 (Vital Images Inc., Plymouth, MN, EUA) obtidos pelo tomógrafo iCAT® (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA) em uma amostra de 15 crânios humanos utilizando pontos anatômicos como marcadores. Os autores concluíram que as imagens dos modelos tridimensionais podem ser utilizadas com precisão e acurácia para a obtenção de medidas lineares e angulares a partir de estruturas anatômicas e pontos craniométricos.

Com o objetivo de avaliar a precisão e acurácia de medidas lineares relacionadas aos arcos dentários (overbite, overjet, distância intercaninos e intermolares, espaço presente e espaço requerido) nas reformatações tridimensionais, Baumgaertel et al., (2009) selecionaram 30 crânios humanos. Os crânios foram submetidos à TCFC no aparelho Hitachi MercuRay® (Hitachi Medico Technology, Tóquio, Japão) e os modelos tridimensionais reformatados pelo programa CB Works® 2.0 (CyberMed, Seul, Coreia do Sul). As medidas dos modelos tridimensionais foram comparadas com o padrão-ouro (medida física). Os autores concluíram que embora com alta precisão as mensurações nos modelos tridimensionais tenderam a subestimar ligeiramente as medidas em relação ao padrão-ouro, mas que os resultados encontrados suportam a utilização da TCFC para análise quantitativa.

Brown et al. (2009) avaliaram a precisão e acurácia de medidas lineares com no programa Dolphin® 3D (V.10, Dolphin Imaging, Chatsworth, Calif, EUA) e

diretamente no crânio. Utilizaram tamanho de voxel de 0,4 mm, mas variaram o número de projeções base, variando o tempo de aquisição (10 s; 20 s e 40 s) no tomógrafo iCAT[®] (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA). Medidas lineares nas reformatações tridimensionais apresentam precisão variável. Além disso, os autores encontraram que reduzir o número de projeções de imagens não diminuiu a precisão e o paciente é exposto a menor dose de radiação. Os autores acreditam que as imprecisões encontradas no estudo possam ser devido à falta de marcadores hiperdensos e dificuldade de marcação dos pontos.

Liang et al. (2010) compararam a precisão de modelos tridimensionais gerados por cinco tomógrafos de feixe cônico (NewTom3G[®], Accuitomo 3D[®], i-CAT[®], Galileus[®], Scanora[®] 3D) e um tomógrafo *multislice* (Somatom Sensation[®] 16). Os modelos tridimensionais foram reformatados no programa MeVisLab[®] 1.4 (MeVis Research GmbH, Bremen, Alemanha) e o padrão-ouro utilizado foi um modelo tridimensional obtido em um *scanner* a laser de alta resolução (XC50 Cross Scanner[®]). Os resultados demonstraram que apesar do tomógrafo médico possuir maior precisão de segmentação em comparação a todos os tomógrafos de feixe cônico, os pontos anatômicos e os modelos produzidos, pela TCFC, são confiáveis e clinicamente aplicáveis.

Damstra et al. (2010) também buscaram formas de viabilizar a utilização das TCFC para realização de medidas nas reformatações tridimensionais. Estes autores realizaram exames em 10 mandíbulas no tomógrafo 3D eXam[®] (KaVo Dental GmbH, Bismarckring, Alemanha), em diferentes tamanhos de voxel (0,40 e 0,25 mm). Utilizaram o programa SimPlant Ortho Pro[®] (Materialise Dental, Leuven, Bélgica) para as avaliações. Esferas de vidro foram utilizadas como marcadores para identificação dos pontos mandibulares. Alta precisão e acurácia foram encontradas nas medidas lineares e não houve diferença estatisticamente significativa entre os tamanhos de voxel. Os autores concluíram que o aumento na resolução do voxel, não aumenta a acurácia nas mensurações nas reformatações tridimensionais.

Para avaliar a precisão das reformatações tridimensionais dos dentes Al-Rawi et al. (2010) selecionaram dois crânios que apresentavam todos os dentes permanentes e os submeteram à TCFC no tomógrafo Scanora[®] 3D (Soredex, Tuusula, Finlândia) variando o campo de visão (FOV) em três protocolos (6 x 6 cm;

7,5 x 10 cm e 7,5 x 14,5 cm). Em seguida os dentes foram então digitalizados separadamente usando um microtomógrafo (MicroTC) Skyscan® 1173 (Skyscan, Kontich, Bélgica), como padrão-ouro. As imagens foram exportadas para o programa Amira® (Visage Imaging, Carlsbad, CA, EUA) e os modelos da TCFC e MicroCT sobrepostos. Houve diferença significativa entre os três FOVs da TCFC em relação ao padrão-ouro e entre os FOVs 7,5 x 10 cm e 7,5 x 14,5 cm, mas não houve diferença entre os FOVs 6 x 6 cm; 7,5 x 10 cm. Os autores concluíram que a TCFC pode fornecer modelos tridimensionais acurados para os dentes, podendo ser úteis para aplicações clínicas.

Oz et al. (2011) compararam medidas cefalométricas lineares e angulares de 11 pacientes usando o método convencional no Vista Dent OC® (GAC International, Inc Bohemia, NY, EUA) e os modelos tridimensionais reformatados no programa Maxilim® (Medicim, Sint-Niklass, Bélgica) obtidos a partir do NewTom® 3G (Aperio Services, Verona, Itália). No total, foram realizadas 18 medidas, sendo 11 lineares e 7 angulares. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os métodos para as medidas realizadas, exceto nas medidas lineares Gônio-Mento e Condílio-Gnátio. Os autores concluíram que análise cefalométrica no modelo tridimensional foi semelhante ao método convencional, porém ressalta que a solicitação da TCFC somente deverá ser usada quando a informação inerente à imagem tridimensional poderá melhorar o resultado do tratamento.

Pimentel (2011), avaliou a acurácia das reformatações tridimensionais geradas pelos programas Onis-Viewer® (DigitalCore, Co. Ltd, Tóquio, Japão); InVesalius® (CENPRA, Paraná, Brasil); 3D Doctor® (Able Corporation, Massachusetts, EUA); e OsiriX Imaging Programa® (Pixmeo SARL, Genebra, Suíça). Foram utilizadas dez mandíbulas humanas, as quais foram submetidas a exame de TC *fan beam* (SOMATON Spirit® - Siemens, Erlangen, Alemanha) e TCFC (iCAT® - Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA). Foram realizadas medidas lineares verticais e horizontais dos defeitos ósseos, produzidos nas mandíbulas, com auxílio de um paquímetro eletrônico digital (padrão-ouro), e em suas respectivas reformatações tridimensionais. A autora conclui que, apesar de existirem diferenças significativas nas distâncias lineares dos defeitos ósseos, entre as mandíbulas humanas e suas respectivas reformatações tridimensionais, tanto geradas por

diferentes programas, quanto pelos tomógrafos, as discrepâncias não foram maiores que 0,7 mm em média. O programa OsiriX[®] obteve, em média, os menores erros dimensionais e o programa InVesalius os maiores erros. Salienta ainda que os erros encontrados não devem afetar a qualidade do planejamento clínico e nem a confecção de um biomodelo.

Fernandes (2011), avaliou a precisão e a acurácia de medidas lineares da mandíbula por meio da TCFC, alterando o valor do voxel, no tomógrafo iCAT[®] (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA). Dez mandíbulas foram submetidas à TCFC seguindo dois protocolos de voxel, 0,2 e 0,4 mm e dez medidas lineares, a partir de pontos anatômicos, foram realizadas 2 vezes, por 2 examinadores independentes, previamente calibrados, nos cortes multiplanares e nas reformatações tridimensionais no programa Dolphin[®] (Dolphin Imaging Sciences, Chatsworth, Calif, EUA). A autora conclui que as imagens nas reformatações multiplanares em TCFC nos dois protocolos de voxel podem ser utilizadas com precisão e acurácia para a obtenção de medidas lineares quando comparadas com as medidas físicas. Maior cautela deve ser tomada para as reformatações 3D, pois as mensurações neste formato foram precisas, mas não acuradas para todas as variáveis. Além disso, ressalta que um protocolo com menor exposição aos raios X, sem comprometer o diagnóstico, torna-se viável, pois o aumento na resolução das imagens não aumenta a precisão e acurácia na mensuração das medidas lineares avaliadas.

Para determinar a precisão de medidas cefalométricas tridimensionais obtidas por meio da TCFC, Damstra et al. (2011) selecionaram 25 exames tomográficos aleatoriamente obtidos no 3D eXam scanner[®] (Kavo Dental, Bismarckring, Alemanha) e realizaram a reformatação dos modelos tridimensionais e as análises cefalométricas tridimensionais no programa Ortho SimPlant Pro[®] (versão 2.1, Materialise Dental, Leuven, Bélgica). Medidas angulares e lineares foram realizadas duas vezes por dois examinadores com uma semana de intervalo. Foram encontrados erros intra-examinadores que variaram para as medidas angulares (0,88° a 6,29°) e lineares (1,33 a 3,56 mm), sendo que os maiores valores estavam associados com medidas dentárias. Os autores concluíram que os erros de medidas cefalométricas tridimensionais (exceto para o ângulo ANB) podem ser considerados clinicamente relevantes. Ressaltam ainda que é questionável a utilização de

medidas lineares e angulares tridimensionais para detectar os efeitos verdadeiros do tratamento ortodôntico quando um nível elevado de precisão é necessário.

Kim et al. (2012) avaliaram a precisão das medições lineares em modelos tridimensionais obtidos pela TC Multi-detector (TCMD) Somaton Sensation® (Siemens, Erlangen, Alemanha) e pela TCFC 3D eXam scanner® (Kavo Dental, Bismarckring, Alemanha). Vinte quatro crânios foram utilizados e 21 mensurações foram realizadas diretamente sobre os crânios (padrão-ouro) e sobre os modelos tridimensionais gerados no programa OnDemand® (Cybermed, Seul, Coreia do Sul). Não houve diferença entre as medidas para os modelos tridimensionais e o padrão-ouro. Os autores concluíram que os modelos tridimensionais reformatados a partir da TCMD e da TCFC são adequados para mensurações tridimensionais.

3 Proposição

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar a precisão de medidas lineares da mandíbula em modelos tridimensionais obtidos a partir da TCFC nos programas Dolphin (filtros Translúcido e Sólido-1) e InVesalius, e a acurácia dos modelos tridimensionais com medidas consideradas padrão-ouro realizadas diretamente nas mandíbulas.

4 Material e Métodos

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAL

4.1.1 AMOSTRA

A amostra deste estudo foi constituída por 10 mandíbulas, previamente selecionadas, sem distinção de etnia ou sexo, em ótimo estado de conservação, com preservação das corticais ósseas. Essas mandíbulas são pertencentes ao acervo da disciplina de Anatomia da Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

O cálculo do tamanho da amostra foi realizado considerando o poder do teste de 80% e o coeficiente de confiança de 95%. Os valores referentes à média e ao desvio-padrão das medidas lineares realizadas nos modelos tridimensionais e padrão-ouro, bem como a estimativa da mínima diferença a detectar, necessários para realizar o cálculo amostral, foram retirados dos resultados do estudo de Damstra et al. (2010). O resultado mostrou que oito mandíbulas seriam suficientes para realização do trabalho com confiabilidade.

4.2 MÉTODOS

Este estudo teve aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo (FOB-USP) sob o número 006-2011 (Anexo A).

4.2.1 PONTOS MANDIBULARES

Foram selecionados 17 pontos da mandíbula de fácil visualização e demarcação (Figura 2), sendo que a maioria já foi previamente utilizado em outros estudos de tomografia computadorizada (CAVALCANTI et al., 2004; HILGERS et al., 2005; LOPES, 2006; MOREIRA, 2009; FERNANDES, 2011; GRIBEL et al., 2011; STRATEMANN et al., 2008; BERCO et al., 2009; BROWN et al., 2009; DAMSTRA et al., 2011; KIM et al., 2012).

	Ponto (abreviatura)	Localização
1	Condílio direito (Co-D)	Ponto mais superior e posterior da cabeça da mandíbula do lado direito
2	Condílio esquerdo (Co-E)	Ponto mais superior e posterior da cabeça da mandíbula do lado esquerdo
3	R1-Ricketts direito (R1-D)	Ponto mais profundo da concavidade da borda anterior do ramo ascendente da mandíbula do lado direito
4	R1-Ricketts esquerdo (R1-E)	Ponto mais profundo da concavidade da borda anterior do ramo ascendente da mandíbula do lado esquerdo
5	R2-Ricketts direito (R2-D)	Ponto sobre a borda posterior do ramo ascendente da mandíbula oposto ao R1 do lado direito
6	R2-Ricketts esquerdo (R2-E)	Ponto sobre a borda posterior do ramo ascendente da mandíbula oposto ao R1 do lado esquerdo
7	R3-Ricketts direito (R3-D)	Ponto mais profundo da incisura da mandíbula do lado direito
8	R3-Ricketts esquerdo (R3-E)	Ponto mais profundo da incisura da mandíbula do lado esquerdo
9	R4-Ricketts direito (R4-D)	Ponto localizado na borda inferior do ramo da mandíbula diretamente oposto ao R3 do lado direito
10	R4-Ricketts esquerdo (R4-E)	Ponto localizado na borda inferior do ramo da mandíbula diretamente oposto ao R3 do lado esquerdo
11	Gônio direito (Go-D)	Ponto mais posterior e inferior da curva entre o corpo e o ramo da mandíbula do lado direito
12	Gônio esquerdo (Go-E)	Ponto mais posterior e inferior da curva entre o corpo e o ramo da mandíbula do lado esquerdo
13	Forame mentual direito (FM-D)	Ponto mais inferior do forame mentual direito
14	Forame mentual esquerdo (FM-E)	Ponto mais inferior do forame mentual esquerdo
15	Rebordo alveolar direito (RA-D)	Ponto sobre o rebordo alveolar na região do forame mentual direito
16	Rebordo alveolar esquerdo (RA-E)	Ponto sobre o rebordo alveolar na região do forame mentual esquerdo
17	Mentoniano (Me)	Ponto mais anterior e inferior do corpo mandibular na região mediana

Figura 2 - Pontos mandibulares selecionados.

4.2.2 MARCADORES

Para padronizar as mensurações físicas e nos programas foram utilizados marcadores hiperdensos cilíndricos à base de sílica (miçangas), como utilizado por Gribel et al. (2011), com densidade semelhante ao da cortical óssea, medindo 2 X 2 mm e que possuíam um orifício central de 0,5 mm de diâmetro (Figura 3). Os marcadores foram colados diretamente sobre as mandíbulas com polímero de etileno vinil acetato nos pontos previamente selecionados.

Figura 3 - Marcador hiperdenso na reformatação coronal.

4.2.3 MEDIDAS LINEARES

Vinte medidas lineares foram realizadas (Figura 4), em milímetros, diretamente sobre as mandíbulas (padrão-ouro) e, após as reformatações pelos programas, nos modelos tridimensionais. As medidas foram selecionadas de tal forma que para cada ponto do lado direito tivesse ao menos uma medida em cada plano do espaço, ou seja, vertical, horizontal e transversal (BROWN et al., 2009).

Variável	Medidas Lineares	Definição
1	Co – Co	Distância entre os pontos Co-D e Co-E
2	Co – Me	Distância entre os pontos Co-D e Me
3	Co – Go	Distância entre os pontos Co-D e Go-D
4	Go – Go	Distância entre os pontos Go-D e Go-E
5	Go – Me	Distância entre os pontos Go-D e Me
6	R1 – R2	Distância entre os pontos R1-D e R2-D
7	R1 – R1	Distância entre os pontos R1-D e R1-E
8	R1 – R4	Distância entre os pontos R1-D e R4-D
9	R2 – R2	Distância entre os pontos R2-D e R2-E
10	R2 – Go	Distância entre os pontos R2-D e Go-D
11	R3 – R1	Distância entre os pontos R3-D e R1-D
12	R3 – R3	Distância entre os pontos R3-D e R3-E
13	R3 – R4	Distância entre os pontos R3-D e R4-D
14	R4 – R4	Distância entre os pontos R4-D e R4-E
15	R4 – Me	Distância entre os pontos R4-D e Me
16	FM – RA	Distância entre os pontos FM-D e RA-D
17	FM – FM	Distância entre os pontos FM-D e FM-E
18	FM – Go	Distância entre os pontos FM-D e Go-D
19	RA – RA	Distância entre os pontos RA-D e RA-E
20	RA – R1	Distância entre os pontos RA-D e R1-D

Figura 4 - Medidas lineares.

4.2.4 OBTENÇÃO DO PADRÃO-OURO

O padrão-ouro da pesquisa foram as medidas físicas obtidas diretamente nas mandíbulas, utilizando como referência o orifício central dos marcadores, duas vezes, pelo examinador 1 com intervalo de 15 dias e sem o conhecimento das medidas dos modelos tridimensionais. As medidas físicas lineares foram realizadas utilizando um paquímetro digital (Mitutoyo® Sul Americana Ltda, Suzano, SP, Brasil) com 0,1 mm de espessura de ponta (ACCORSI, 2007; LOPES et al., 2008; MOREIRA et al., 2009; FERNANDES, 2011) (Figura 5).

Figura 5 - A) Paquímetro digital utilizado. B) Medida física linear (FM-FM).

4.2.5 AQUISIÇÃO DAS IMAGENS TOMOGRÁFICAS

Após a obtenção do padrão-ouro, as mandíbulas foram colocadas sobre uma base confeccionada de cera utilidade para aumentar a estabilidade das mandíbulas e facilitar o posicionamento no tomógrafo. Em seguida, as mandíbulas foram posicionadas sobre a mesa de acrílico do aparelho i-CAT® Classic (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA) com o plano sagital mediano perpendicular ao solo e plano oclusal paralelo ao solo, mantendo um posicionamento similar ao utilizado para os exames em pacientes (MOREIRA et al., 2009; FERNANDES, 2011).

Para aquisição das imagens da TCFC foi adotado o seguinte protocolo do aparelho i-CAT® Classic:

8 cm, 20 s, 0,3 voxel (18,45 mAs)

4.2.6 OBTENÇÃO DAS MEDIDAS LINEARES NOS MODELOS TRIDIMENSIONAIS

4.2.6.1 PROCESSAMENTO E REFORMATAÇÕES TRIDIMENSIONAIS

Os dados originais da TCFC foram armazenados em formato DICOM (Digital Image and Communication in Medicine) permitindo a geração de modelos tridimensionais para processamento, visualização e análise a qualquer momento. Posteriormente, esses dados foram transferidos para um estação de trabalho independente (Samsung® LED série SA300 21,5", formato 16:9, com resolução de 1920x1080) também no formato DICOM, onde os modelos tridimensionais foram reformatados nos programas Dolphin® 11.5 (Dolphin Imaging & Management Solutions, Patterson Technology, Chatsworth, CA, EUA) e InVesalius® 3.0.0 Beta 2 (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Campinas, São Paulo, Brasil).

4.2.6.2 PROGRAMA DOLPHIN®

O programa Dolphin® permite a observação simultânea das reformatações multiplanares (planos sagitais, coronais e axiais) e do modelo tridimensional (Figura 6).

Figura 6 - Programa Dolphin®. Reformatações multiplanares e do modelo tridimensional.

A reformatação do modelo tridimensional pode ser realizada utilizando diferentes filtros disponíveis pelo programa tanto para tecido mole quanto para tecido duro, a critério do profissional.

Para realização desta pesquisa os modelos tridimensionais foram reformatados utilizando os seguintes filtros para tecido duro: Translúcido, gerado automaticamente ao abrir o *programa*, e Sólido-1 (Figura 7).

Figura 7 - Programa Dolphin®. Reformatações dos modelos tridimensionais utilizando os filtros Translúcido (A) e Sólido-1 (B).

4.2.6.2.1 IDENTIFICAÇÃO DOS PONTOS

Os pontos mandibulares dos modelos foram selecionados no Dolphin® de tal forma a coincidir o ponto do programa com o centro do marcador. Para reduzir a possibilidade de erro durante a marcação, o ponto de mensuração do programa foi estabelecido com diâmetro de 0,5 mm, coincidindo com o diâmetro do orifício central do marcador (Figuras 8 e 9), e as ferramentas *zoom* e *rotação* foram utilizadas para conferência da marcação.

Figura 8 – A) Reformatação dos marcadores no modelo tridimensional a partir do filtro Translúcido.
B) Coincidência do ponto de mensuração e o centro do marcador no programa Dolphin®.

Figura 9 – A) Reformatação dos marcadores no modelo tridimensional a partir do filtro Sólido-1.
B) Coincidência do ponto de mensuração e o centro do marcador no programa Dolphin®.

Após a marcação e conferência de todos os pontos, o Dolphin forneceu as coordenadas de orientação espacial nos eixos X, Y e Z de cada marcador, tanto para os modelos gerados a partir do filtro Translúcido quanto para o Sólido-1.

4.2.6.2.2 MEDIDAS LINEARES NOS MODELOS TRANSLÚCIDO E SÓLIDO-1

As mensurações foram realizadas diretamente nos modelos tridimensionais gerados a partir dos filtros Translúcido e Sólido-1, utilizando uma ferramenta do programa que gera uma linha entre dois pontos de marcação. As medidas foram realizadas de maneira aleatória, duas vezes, pelo examinador 2, com intervalo de 15 dias. Para realizar essas medidas lineares, após a marcação dos pontos, foi necessário gerar essa linha e arrastar sobre os pontos mandibulares já identificados, pois o programa não gera automaticamente a mensuração apenas selecionando os pontos nas reformatações tridimensionais (Figuras 10 e 11).

Figura 10 – Marcação dos pontos FM-D e FM-E e distância FM-FM no modelo Translúcido.

Figura 11 - Marcação dos pontos FM-D e FM-E e distância FM-FM no modelo Sólido-1.

Para cada mandíbula, todos os pontos foram marcados durante uma sessão de análise e as medidas lineares resultantes foram obtidas utilizando a régua eletrônica do programa Dolphin®.

4.2.6.3 INVESALIUS®

O programa InVesalius® permite também a observação simultânea das reformatações multiplanares e do modelo tridimensional (Figura 12).

Figura 12 - Programa InVesalius®. Reformatações multiplanares e do modelo tridimensional.

As mensurações foram realizadas diretamente nos modelos tridimensionais gerados automaticamente pelo programa, independentemente, duas vezes pelo examinador 2 com intervalo de 15 dias. Para realizar essas medidas lineares, foi necessário utilizar a ferramenta *zoom* do programa para ampliar o modelo tridimensional e rotação para obter a melhor visualização frontal do centro de cada marcador, assim como realizado no programa Dolphin®. Após a identificação dos pontos mandibulares o programa realizou automaticamente as medidas lineares (Figura 13).

Figura 13 - Marcação dos pontos FM-D e FM-E e distância FM-FM.

4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

4.3.1 Teste de normalidade

Primeiramente, utilizou-se o teste de Kolmogorov-Smirnov em todas as variáveis estudadas, para avaliar se estas apresentavam curva de distribuição normal e para eleger os testes estatísticos a serem utilizados no presente trabalho. De acordo com os resultados da análise, observou-se que todas as variáveis apresentaram curva de distribuição normal ($p > 0,20$), fazendo com que fossem utilizados testes paramétricos para essas variáveis.

4.3.2 Precisão e acurácia

Foi avaliada a precisão dos marcadores, das medidas físicas e dos modelos tridimensionais, bem como comparada a acurácia dos modelos tridimensionais com o padrão-ouro (medida física).

Precisão

Foi avaliada a precisão dos marcadores nos filtros translúcido e Sólido-1, e das medidas lineares (físicas e modelos tridimensionais nos programas Dolphin[®] e InVesalius[®]).

Para aferir a precisão dos marcadores utilizados na pesquisa, mediu-se a variabilidade da marcação dos pontos de acordo com as coordenadas de orientação espacial nos eixos X, Y e Z geradas pelo Dolphin nos dois filtros utilizados.

A precisão das medidas físicas e dos modelos tridimensionais foi avaliada pela variabilidade das medidas realizadas.

O Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) ou coeficiente de reprodutibilidade (R) é uma estimativa da fracção da variabilidade total de medidas

devido a variações entre as mensurações. Bland et al. (1986) propõem que se calculem limites de concordância a partir das diferenças encontradas, sendo a média e o desvio padrão dessas diferenças a base para os cálculos destes limites. Sendo assim, para a análise estatística da precisão foi utilizada a abordagem de Bland-Altman e o Coeficiente de Correlação Intraclass.

Nenhuma interpretação sobre o nível de concordância foi universalmente aceito, mas uma maneira comum é utilizar a mesma interpretação desenvolvida para o teste de Kappa-Cohen (SUN et al., 2011), que considera valores de 0 a 0,20 concordância fraca; 0,21 a 0,40, concordância razoável; 0,41 a 0,60, concordância moderada; de 0,61 a 0,80 como concordância satisfatória e acima de 0,81 como alta ou quase perfeita (LANDIS et al., 1977). Sendo assim, para este estudo foi adotado esses valores como referência.

Acurácia

A análise de variância para medidas repetidas (ANOVA) foi utilizada para comparação entre as médias das medidas realizadas nos modelos tridimensionais (BERCO et al., 2009) e as medidas físicas para cada variável separadamente (BERCO et al., 2009) e o teste de Dunnett para identificar se houve diferença com o padrão-ouro.

O erro absoluto e o erro percentual foram calculados para facilitar a comparação com outros estudos. O erro absoluto é a diferença entre a mensuração realizada no modelo tridimensional menos a medida física.

Erro absoluto: Modelo tridimensional – Medida física

O erro percentual é o erro absoluto dividido pela medida física e multiplicado por 100.

Erro percentual: $\frac{(\text{Modelo tridimensional} - \text{Medida física})}{\text{Medida física}} \times 100$

Os testes estatísticos foram realizados com o programa Excel 2010 (Microsoft® Corporation, Redmond, EUA) e *Statistica*® 7.0 (StatSoft Inc., Tulsa, OK, EUA), adotando o valor de $p < 0,05$.

5 Resultados

5 RESULTADOS

Os resultados obtidos estão apresentados nas Tabelas seguintes. Para melhor compreensão, foram divididos em tópicos.

5.1 PRECISÃO (Concordância Intra-examinador)

5.1.1 Marcadores

Para estabelecer a precisão dos marcadores hiperdensos utilizados na pesquisa, adotou-se como referência a orientação espacial nos eixos X, Y e Z de cada ponto, nos dois filtros no programa Dolphin®, Translúcido (Tabelas 1, 2 e 3) e Sólido-1 (Tabelas 4, 5 e 6).

A Tabela 1 apresenta a precisão dos marcadores no eixo X para o filtro Translúcido. A maior diferença encontrada foi para o ponto R3-D, mas com todos os valores do CCI e Bland & Altman muito próximos a 1 e intervalos de confiança muito estreitos, demonstrando alta concordância na marcação dos pontos no eixo X no filtro Translúcido.

Tabela 1 - Precisão intra-examinador dos marcadores hiperdensos para o filtro translúcido – eixo X. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclassa (CCI).

Translúcido - Eixo X							
Variável	1ª Medição	2ª Medição	Viés médio	Bland & Altman		r Pearson	CCI
				DP	Intervalo de Confiança 95%		
Co-D	-50,96	-50,95	-0,01	0,20	-0,41, 0,39	1	1
Co-E	50,61	50,97	0,04	0,33	-0,61, 0,69	1	1
FM-D	-21,46	-21,55	0,09	0,25	-0,40, 0,58	0,99	0,99
FM-E	28,26	28,27	0,09	0,15	-0,21, 0,39	1	0,99
Go-D	-46,97	-46,99	0,02	0,22	-0,41, 0,45	1	1
Go-E	48,86	48,88	-0,02	0,17	-0,35, 0,31	1	1
Me	3,85	3,88	-0,03	0,12	-0,27, 0,21	0,99	0,99
R1-D	-39,82	-39,79	-0,03	0,16	-0,35, 0,29	1	1
R1-E	43,24	43,25	-0,01	0,33	-0,67, 0,65	1	1
R2-D	-48,21	-48,19	-0,02	0,18	-0,39, 0,35	1	1
R2-E	49,75	49,72	0,03	0,12	-0,20, 0,26	1	1
R3-D	-46,96	-47,06	0,10	0,17	-0,23, 0,43	1	1
R3-E	48,91	48,90	0,01	0,25	-0,48, 0,50	1	1
R4-D	-42,92	-42,95	0,03	0,08	-0,01, 0,19	1	1
R4-E	46,36	46,40	-0,04	0,12	-0,27, 0,19	1	1
RA-D	-19,29	-19,37	0,08	0,15	-0,22, 0,38	1	0,99
RA-E	26,05	26,04	0,01	0,16	-0,30, 0,32	1	1
Total			0,020	0,186		0,999	0,998

DP: desvio-padrão

Total: representa a média de todos os valores de todas as variáveis.

A maior diferença na precisão dos marcadores no eixo Y para o filtro Translúcido foi encontrada para o ponto Co-D, mas com todos os valores do CCI e Bland & Altman muito próximos a 1 e intervalos de confiança muito estreitos, demonstrando alta concordância no eixo Y no filtro Translúcido (Tabela 2).

Tabela 2 - Precisão intra-examinador dos marcadores hiperdensos para o filtro translúcido – eixo Y. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI).

Translúcido - Eixo Y							
Variável	1ª Medição	2ª Medição	Viés médio	Bland & Altman		r Pearson	CCI
				DP	Intervalo de Confiança 95%		
Co-D	20,28	20,44	-0,16	0,24	-0,63, 0,31	1	1
Co-E	19,47	19,36	0,11	0,31	-0,49, 0,71	1	1
FM-D	-19,71	-19,70	-0,01	0,16	-0,32, 0,30	1	1
FM-E	-20,42	-20,45	0,03	0,21	-0,37, 0,43	1	1
Go-D	-31,29	-31,42	0,13	0,22	-0,30, 0,56	0,99	0,98
Go-E	-30,91	-30,94	0,03	0,24	-0,44, 0,50	0,99	0,99
Me	-28,42	-28,33	-0,09	0,17	-0,43, 0,25	1	1
R1-D	4,21	4,17	0,04	0,24	-0,43, 0,51	1	1
R1-E	2,74	2,66	0,08	0,14	-0,19, 0,35	1	1
R2-D	-10,3	-10,4	0,10	0,31	-0,51, 0,71	1	1
R2-E	-9,34	-9,39	0,05	0,01	-0,14, 0,24	1	1
R3-D	13,28	13,28	0,00	0,12	-0,24, 0,24	1	1
R3-E	12,23	12,25	-0,02	0,04	-0,10, 0,06	1	1
R4-D	-33,61	-33,58	-0,03	0,13	-0,29, 0,23	1	1
R4-E	-33,87	-33,79	-0,08	0,18	-0,43, 0,27	0,99	0,99
RA-D	-7,32	-7,36	0,04	0,12	-0,19, 0,27	1	1
RA-E	-7,36	-7,49	0,13	0,16	-0,19, 0,45	1	1
Total			0,021	0,176		0,998	0,998

DP: desvio-padrão

Total: representa a média de todos os valores de todas as variáveis.

A Tabela 3 apresenta a precisão dos marcadores no eixo Z para o filtro Translúcido, a maior diferença encontrada foi para o ponto R3-D, mas com todos os valores do CCI e Bland & Altman muito próximos a 1 e intervalos de confiança muito estreitos, demonstrando também alta concordância no eixo Z no filtro Translúcido.

Tabela 3 - Precisão intra-examinador dos marcadores hiperdensos para o filtro translúcido – eixo Z. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclassa (CCI).

Translúcido- Eixo Z							
Variável	1ª Medição	2ª Medição	Bland & Altman			r Pearson	CCI
			Viés médio	DP	Intervalo de Confiança 95%		
Co-D	-34,23	-34,16	-0,07	0,57	-1,19, 1,05	1	1
Co-E	-37,38	-37,38	0,00	0,15	-0,29, 0,29	1	1
FM-D	52,53	52,61	-0,08	0,33	-0,73, 0,57	0,99	0,99
FM-E	50,82	50,88	-0,06	0,16	-0,38, 0,26	1	0,99
Go-D	-2,90	-2,82	-0,08	0,20	-0,48, 0,32	1	1
Go-E	-7,98	-7,91	-0,07	0,23	-0,52, 0,38	1	1
Me	69,03	69,17	-0,14	0,15	-0,43, 0,15	1	1
R1-D	11,35	11,32	-0,03	0,09	-0,16, 0,22	1	1
R1-E	9,35	9,41	-0,06	0,16	-0,37, 0,25	1	1
R2-D	-19,15	-19,12	0,03	0,12	-0,26, 0,20	1	1
R2-E	-22,85	-22,92	0,07	0,15	-0,22, 0,36	1	1
R3-D	-12,00	-12,22	0,22	0,24	-0,25, 0,69	1	1
R3-E	-14,46	-14,46	0,00	0,29	-0,57, 0,57	1	1
R4-D	9,01	9,05	-0,04	0,16	-0,35, 0,27	1	1
R4-E	5,12	5,05	0,07	0,11	-0,14, 0,28	1	1
RA-D	49,75	49,75	0,00	0,17	-0,30, 0,33	1	1
RA-E	46,47	46,61	-0,14	0,18	-0,49, 0,21	1	1
Total			-0,019	0,204		0,999	0,999

DP: desvio-padrão

Total: representa a média de todos os valores de todas as variáveis.

A precisão dos marcadores também foi avaliada no filtro Sólido-1 de acordo com as orientações espaciais fornecidas pelo Dolphin®. As maiores diferenças encontradas foram para os pontos FM-D, R2-D e Co-D, respectivamente para as coordenadas X, Y, Z. Porém, com todos os valores do CCI e Bland & Altman muito próximos a 1 e intervalos de confiança muito estreitos, demonstrando alta concordância na marcação dos pontos no filtro Sólido-1 (Tabelas 4, 5 e 6).

Tabela 4 - Precisão intra-examinador dos marcadores hiperdensos para o filtro Sólido-1 – eixo X. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI).

Sólido-1 - Eixo X							
Variável	1ª Medição	2ª Medição	Bland & Altman			r Pearson	CCI
			Viés médio	DP	Intervalo de Confiança 95%		
Co-D	-51,23	-51,19	-0,04	0,12	-0,27, 0,19	1	1
Co-E	50,71	50,69	0,02	0,33	-0,62, 0,66	1	1
FM-D	-21,39	-21,47	0,08	0,15	-0,21, 0,37	1	1
FM-E	28,25	28,28	-0,03	0,09	-0,22, 0,16	1	1
Go-D	-47,05	-47,09	0,04	0,16	-0,28, 0,36	1	1
Go-E	48,93	48,96	-0,03	0,19	-0,40, 0,34	1	1
Me	3,81	3,86	-0,02	0,16	-0,34, 0,30	0,98	0,97
R1-D	-40,06	-40,11	-0,05	0,13	-0,21, 0,31	1	1
R1-E	43,43	43,39	0,04	0,11	-0,17, 0,25	1	1
R2-D	-48,37	-48,44	0,07	0,20	-0,32, 0,46	1	1
R2-E	49,84	49,91	-0,07	0,29	-0,63, 0,49	1	1
R3-D	-47,24	-47,27	0,03	0,14	-0,25, 0,31	1	1
R3-E	49,01	49,05	-0,04	0,07	-0,18, 0,10	1	1
R4-D	-43,04	-42,98	-0,06	0,18	-0,41, 0,29	1	1
R4-E	46,49	46,56	-0,07	0,24	-0,55, 0,41	1	1
RA-D	-19,33	-19,30	-0,03	0,16	-0,35, 0,29	0,99	0,99
RA-E	25,98	26,04	-0,06	0,13	-0,32, 0,20	1	1
Total			-0,013	0,168		0,998	0,998

DP: desvio-padrão

Total: representa a média de todos os valores de todas as variáveis.

Tabela 5 - Precisão intra-examinador dos marcadores hiperdensos para o filtro Sólido-1 – eixo Y. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclassa (CCI).

Sólido-1 - Eixo Y							
Variável	1ª Medição	2ª Medição	Bland & Altman			r Pearson	CCI
			Viés médio	DP	Intervalo de Confiança 95%		
Co-D	20,54	20,57	-0,03	0,31	-0,63, 0,57	1	1
Co-E	19,59	19,52	0,07	0,17	-0,26, 0,40	1	1
FM-D	-19,82	-19,75	-0,07	0,23	-0,51, 0,37	1	1
FM-E	-20,51	-20,59	0,08	0,33	-0,57, 0,73	0,99	0,99
Go-D	-31,22	-31,32	0,10	0,16	-0,21, 0,41	0,99	0,99
Go-E	-30,84	-30,91	0,07	0,23	-0,38, 0,52	0,99	0,99
Me	-28,56	-28,56	0,00	0,18	-0,35, 0,35	1	1
R1-D	4,31	4,29	0,02	0,19	-0,35, 0,39	1	1
R1-E	2,85	2,74	0,11	0,29	-0,46, 0,68	1	1
R2-D	-10,15	-10,27	0,12	0,33	-0,52, 0,76	1	1
R2-E	-9,28	-9,36	0,08	0,31	-0,53, 0,69	1	1
R3-D	13,15	13,20	-0,05	0,16	-0,37, 0,27	1	1
R3-E	12,27	12,16	0,11	0,14	-0,17, 0,39	1	1
R4-D	-33,53	-33,57	0,04	0,14	-0,24, 0,32	1	1
R4-E	-33,76	-33,81	0,05	0,21	-0,37, 0,47	0,99	0,99
RA-D	-7,31	-7,29	-0,02	0,20	-0,41, 0,37	1	1
RA-E	-7,45	-7,47	0,02	0,15	-0,27, 0,31	1	1
Total			0,041	0,219		0,998	0,998

DP: desvio-padrão

Total: representa a média de todos os valores de todas as variáveis.

Tabela 6 - Precisão intra-examinador dos marcadores hiperdensos para o filtro Sólido-1 – eixo Z. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI).

Sólido-1 - Eixo Z							
Variável	1ª Medição	2ª Medição	Bland & Altman			r Pearson	CCI
			Viés médio	DP	Intervalo de Confiança 95%		
Co-D	-34,22	-34,03	-0,19	0,37	-0,91, 0,53	1	1
Co-E	-37,28	-37,25	-0,03	0,18	-0,38, 0,32	1	1
FM-D	52,56	52,70	-0,14	0,25	-0,63, 0,35	1	1
FM-E	51,00	51,05	-0,05	0,25	-0,53, 0,43	1	1
Go-D	-2,93	-2,88	-0,05	0,22	-0,49, 0,39	1	1
Go-E	-7,92	-7,87	-0,05	0,25	-0,55, 0,45	1	1
Me	68,96	68,93	0,03	0,21	-0,38, 0,44	1	1
R1-D	11,36	11,34	-0,04	0,23	-0,48, 0,40	1	1
R1-E	9,41	9,40	0,01	0,13	-0,24, 0,26	1	1
R2-D	-19,14	-19,13	-0,01	0,41	-0,81, 0,79	1	1
R2-E	-22,89	-22,85	-0,04	0,33	-0,69, 0,61	1	1
R3-D	-12,26	-12,24	-0,02	0,17	-0,36, 0,32	1	1
R3-E	-14,55	-14,60	0,05	0,29	-0,52, 0,62	1	1
R4-D	9,00	9,04	-0,04	0,31	-0,65, 0,57	1	1
R4-E	5,03	5,02	0,01	0,27	-0,52, 0,54	1	1
RA-D	49,73	49,84	-0,11	0,34	-0,78, 0,56	0,99	0,99
RA-E	46,71	46,64	0,07	0,18	-0,29, 0,43	1	1
Total			-0,035	0,258		0,999	0,999

DP: desvio-padrão

Total: representa a média de todos os valores de todas as variáveis.

5.1.2 Medida física

Em relação ao erro intra-examinador para as medidas físicas, não foi encontrada nenhuma diferença superior a 0,24 mm (R1-R4) com todos os valores do CCI e Bland & Altman muito próximos a 1 e intervalos de confiança muito estreitos, demonstrando alta concordância intra-examinador (Tabela 7).

Tabela 7 - Precisão intra-examinador para as medidas físicas. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclassa (CCI).

Variável	Média	Bland & Altman			r Pearson	CCI
		Viés médio	DP	Intervalo de Confiança 95%		
Co-Co	102,29	-0,13	0,35	-0,83, 0,57	1	1
Co-Me	127,78	-0,12	0,16	-0,43, 0,20	1	1
Co-Go	61,06	-0,03	0,12	- 0,27, 0,21	1	1
Go-Go	96,47	0,03	0,18	- 0,32, 0,37	1	1
Go-Me	88,70	-0,07	0,01	-0,10, -0,04	1	1
R1-R2	35,38	0,00	0,04	-0,07, 0,08	1	1
R1-R1	84,56	-0,08	0,08	-0,19, 0,03	1	1
R1-R4	38,29	0,24	0,10	0,04, 0,44	1	1
R2-R2	98,58	-0,17	0,33	-0,81, 0,48	1	0,99
R2-Go	26,37	-0,12	0,18	-0,46, 0,22	1	0,99
R3-R1	26,00	-0,03	0,05	-0,12, 0,06	1	1
R3-R3	96,35	0,22	0,54	-0,83, 1,27	1	0,99
R3-R4	52,06	-0,01	0,07	-0,15, 0,12	1	1
R4-R4	89,84	0,06	0,02	0,02, 0,10	1	1
R4-Me	76,47	-0,07	0,05	-0,16, 0,02	1	1
FM-RA	12,80	-0,22	0,32	-0,85, 0,42	1	0,99
FM-FM	49,73	0,09	0,07	-0,04, 0,22	1	1
FM-GO	62,69	0,15	0,14	-0,13, 0,43	1	1
RA-RA	45,73	0,04	0,04	-0,03, 0,12	1	1
RA-R1	45,43	-0,03	0,16	-0,34, 0,29	0,99	0,96
Total		-0,01			0,999	0,996

DP: desvio-padrão

Total: representa a média de todos os valores de todas as variáveis.

5.1.3 Dolphin® – Filtro Translúcido

Não foi encontrada nenhuma diferença superior a 0,27 mm (RA-R1) com todos os valores do CCI e Bland & Altman muito próximos a 1 e intervalos de confiança muito estreitos, demonstrando alta concordância na obtenção dessas medidas pelo mesmo examinador (Tabela 8).

Tabela 8 - Precisão intra-examinador para as medidas realizadas no modelo tridimensional no programa Dolphin® com o filtro translúcido. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclassa (CCI).

Dolphin® – Translúcido							
Variável	1ª Medição	2ª Medição	Viés médio	Bland & Altman		r Pearson	CCI
				DP	Intervalo de Confiança 95%		
Co-Co	101,67	101,70	-0,03	0,30	-0,62, 0,56	1	1
Co-Me	127,17	127,12	0,05	0,37	-0,68, 0,78	0,99	0,99
Co-Go	61,33	61,32	0,01	0,22	- 0,43, 0,45	1	1
Go-Go	96,19	96,25	-0,06	0,32	- 0,69, 0,57	1	1
Go-Me	88,61	88,60	0,01	0,24	-0,46, 0,48	1	1
R1-R2	35,05	35,12	-0,07	0,15	-0,36, 0,22	1	1
R1-R1	83,23	83,36	-0,13	0,28	-0,68, 0,42	1	1
R1-R4	38,33	38,31	0,02	0,24	-0,45, 0,49	1	1
R2-R2	98,04	98,27	-0,23	0,46	-1,14, 0,68	0,99	0,98
R2-Go	26,61	26,64	-0,03	0,24	-0,50, 0,44	1	1
R3-R1	26,18	26,19	-0,01	0,21	-0,42, 0,40	1	1
R3-R3	96,03	96,14	-0,11	0,25	-0,60, 0,38	1	1
R3-R4	51,75	51,82	-0,07	0,24	-0,54, 0,40	1	1
R4-R4	89,45	89,53	-0,08	0,22	-0,52, 0,36	1	1
R4-Me	76,49	76,38	0,11	0,21	-0,31, 0,53	1	1
FM-RA	12,97	12,85	0,12	0,17	-0,22, 0,46	1	0,99
FM-FM	49,74	49,81	-0,07	0,28	-0,62, 0,48	1	1
FM-GO	62,58	62,63	-0,05	0,28	-0,61, 0,51	1	1
RA-RA	45,70	45,67	0,03	0,21	-0,37, 0,43	1	1
RA-R1	44,85	45,12	-0,27	0,45	-1,15, 0,61	0,99	0,98
Total			-0,043			0,999	0,997

DP: desvio-padrão

Total: representa a média de todos os valores de todas as variáveis.

5.1.4 Dolphin® – Filtro Sólido-1

Em relação ao erro intra-examinador para as medidas realizadas no programa Dolphin® usando o filtro Sólido-1, não foi encontrada nenhuma diferença superior a 0,26 mm (Co-Co) com todos os valores do CCI e Bland & Altman muito próximos a 1 e intervalos de confiança muito estreitos, demonstrando alta concordância na obtenção dessas medidas pelo mesmo examinador (Tabela 9).

Tabela 9 - Precisão intra-examinador para as medidas realizadas no modelo tridimensional no programa Dolphin® com o filtro Sólido-1. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclassa (CCI).

Dolphin® – Sólido-1							
Variável	1ª Medição	2ª Medição	Viés médio	DP	Bland & Altman Intervalo de Confiança 95%	r Pearson	CCI
Co-Co	101,89	102,15	-0,26	0,47	-1,18, 0,66	0,99	0,99
Co-Me	127,00	127,11	-0,11	0,38	-0,86, 0,64	0,99	0,99
Co-Go	61,32	61,30	0,02	0,18	- 0,34, 0,38	1	1
Go-Go	96,27	96,24	0,03	0,27	- 0,50, 0,56	1	1
Go-Me	88,36	88,41	-0,05	0,32	-0,67, 0,57	1	1
R1-R2	35,00	35,04	-0,04	0,20	-0,43, 0,35	1	1
R1-R1	83,63	83,59	0,04	0,25	-0,44, 0,52	1	1
R1-R4	38,41	38,32	0,09	0,26	-0,41, 0,59	1	1
R2-R2	98,58	98,50	0,08	0,48	-0,85, 1,01	0,99	0,98
R2-Go	26,84	26,84	0,00	0,45	-0,89, 0,89	0,99	0,99
R3-R1	26,38	26,37	0,01	0,24	-0,46, 0,48	1	0,99
R3-R3	96,45	96,29	0,16	0,24	-0,30, 0,62	1	1
R3-R4	51,76	51,79	-0,03	0,32	-0,66, 0,60	1	1
R4-R4	89,83	89,86	-0,03	0,46	-0,94, 0,88	1	1
R4-Me	76,41	76,42	-0,01	0,43	-0,85, 0,83	0,99	0,99
FM-RA	13,18	13,20	-0,02	0,22	-0,46, 0,42	1	0,99
FM-FM	49,92	49,88	0,04	0,23	-0,41, 0,49	1	1
FM-GO	61,81	61,81	0,00	0,31	-0,61, 0,61	1	1
RA-RA	45,63	45,59	0,04	0,21	-0,37, 0,45	1	1
RA-R1	45,36	45,36	0,00	0,31	-0,60, 0,60	1	0,99
Total			-0,002			0,998	0,996

DP: desvio-padrão

Total: representa a média de todos os valores de todas as variáveis.

5.1.5 InVesalius®

Para as medidas realizadas no programa InVesalius® não foi encontrada nenhuma diferença superior a 0,17 mm (Go-Go) com todos os valores do CCI e Bland & Altman muito próximos a 1 e intervalos de confiança muito estreitos, demonstrando alta concordância na obtenção dessas medidas pelo mesmo examinador (Tabela 10).

Tabela 10 - Precisão intra-examinador para as medidas realizadas no modelo tridimensional no programa InVesalius®. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI).

InVesalius®							
Variável	1ª Medição	2ª Medição	Bland & Altman			r Pearson	CCI
			Viés médio	DP	Intervalo de Confiança 95%		
Co-Co	102,20	102,18	0,02	0,16	-0,31, 0,34	1	1
Co-Me	126,73	126,71	0,02	0,13	-0,23, 0,27	1	1
Co-Go	60,94	61,07	-0,13	0,20	- 0,51, 0,26	1	1
Go-Go	96,18	96,35	-0,17	0,26	- 0,68, 0,34	1	1
Go-Me	88,08	88,19	-0,10	0,25	-0,60, 0,39	1	1
R1-R2	34,75	34,76	-0,00	0,03	-0,06, 0,06	1	1
R1-R1	83,38	83,46	-0,08	0,10	-0,28, 0,12	1	1
R1-R4	37,96	38,04	-0,08	0,10	-0,28, 0,12	1	1
R2-R2	98,31	98,34	-0,03	0,16	-0,36, 0,29	1	1
R2-Go	26,69	26,78	-0,10	0,17	-0,43, 0,23	1	1
R3-R1	26,31	26,36	-0,05	0,19	-0,42, 0,32	1	1
R3-R3	96,44	96,30	0,15	0,19	-0,22, 0,52	1	1
R3-R4	51,65	51,65	0,00	0,07	-0,14, 0,15	1	1
R4-R4	89,61	89,57	0,05	0,19	-0,32, 0,42	1	1
R4-Me	76,24	76,12	0,12	0,42	-0,70, 0,93	1	0,99
FM-RA	13,16	13,22	-0,05	0,15	-0,35, 0,24	1	1
FM-FM	49,83	49,89	-0,06	0,20	-0,44, 0,33	1	1
FM-GO	62,35	62,38	-0,03	0,14	-0,30, 0,23	1	1
RA-RA	45,57	45,61	-0,04	0,20	-0,42, 0,34	1	1
RA-R1	45,03	45,01	0,02	0,20	-0,37, 0,41	1	1
Total			-0,027			1	1

DP: desvio-padrão

Total: representa a média de todos os valores de todas as variáveis.

5.2 ACURÁCIA

A comparação entre a média das duas medidas para cada variável dos modelos tridimensionais em relação à média das medidas físicas pode ser observada na Tabela 11. Das 20 variáveis avaliadas, seis não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre os modelos tridimensionais e a medida física (Co-Go, Go-Go, R3-R3, FM-FM, FM-Go e RA-RA).

Houve diferença estatisticamente significativa entre os modelos tridimensionais e as medidas físicas em 10, 8 e 13 variáveis, nos filtros Translúcido, Sólido-1 e no programa InVesalius[®], respectivamente.

Os erros absolutos, em milímetros, e erros percentuais (%), para a comparação entre as medidas lineares dos modelos tridimensionais nos diferentes programas e o padrão-ouro, estão apresentados na Tabela 12. O maior erro absoluto ocorreu para a variável R1-R1 (1,27 mm) no programa Dolphi[®]n com o filtro translúcido e o maior erro percentual ocorreu para a variável FM-RA (3,14%) no programa InVesalius[®].

Para facilitar o entendimento adotou-se três referenciais para valores considerados clinicamente relevantes (1,0; 0,5 e 0,3 mm), de acordo com a literatura (MARMULLA et al., 2005; PERIAGO et al., 2008; DAMSTRA et al., 2010; DAMSTRA et al., 2011). A porcentagem das variáveis com erro absoluto abaixo dos valores de referência clínica relevante nos modelos tridimensionais está apresentada na Tabela 13.

Tabela 11 - Média (mm) e desvio padrão (DP) das medidas lineares no padrão-ouro (medidas físicas) e nos modelos tridimensionais. (Anova para medidas repetidas, seguido do teste de Dunnett).

Variável	Medidas físicas		Dolphin [®] Translúcido		Dolphin [®] Sólido-1		InVesalius [®]		p
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	
Co-Co	102,29	3,728	101,69*	3,78	102,02	3,857	102,19	3,837	0,007
Co-Me	127,78	2,875	127,15*	2,733	127,06*	2,665	126,72*	2,848	0,000
Co-Go	61,06	3,383	61,33	3,442	61,31	3,454	61,01	3,528	0,073
Go-Go	96,47	5,668	96,22	5,639	96,26	5,630	96,26	5,559	0,830
Go-Me	88,70	4,079	88,61	3,761	88,39*	3,847	88,13*	3,865	0,000
R1-R2	35,38	2,947	35,09*	2,920	35,02*	2,868	34,75*	2,962	0,000
R1-R1	84,56	4,527	83,30*	4,671	83,61*	4,488	83,42*	4,557	0,000
R1-R4	38,29	3,838	38,32	3,783	38,37	3,718	38,00*	3,794	0,001
R2-R2	98,58	2,748	98,16*	2,722	98,54	2,762	98,33*	2,696	0,000
R2-Go	26,37	4,123	26,63*	4,165	26,84*	3,998	26,73*	4,148	0,000
R3-R1	26,00	2,202	26,19*	2,266	26,38*	2,206	26,33*	2,184	0,000
R3-R3	96,35	3,798	96,09	4,162	96,37	4,030	96,37	4,067	0,191
R3-R4	52,06	3,506	51,79*	3,531	51,78*	3,534	51,65*	3,550	0,000
R4-R4	89,84	5,534	89,49*	5,717	89,85	5,544	89,59*	5,441	0,000
R4-Me	76,47	3,978	76,44	3,834	76,42	3,842	76,18*	3,745	0,024
FM-RA	12,80	1,966	12,91	1,931	13,19*	2,127	13,19*	1,950	0,000
FM-FM	49,73	2,883	49,78	2,929	49,90	2,970	49,86	2,975	0,304
FM-Go	62,69	4,456	62,61	4,301	61,81	4,580	62,36	4,450	0,395
RA-RA	45,73	3,270	45,69	3,426	45,61	3,355	45,59	3,340	0,352
RA-R1	45,43	2,826	44,99*	2,825	45,36	2,824	45,02*	2,686	0,011

* Estatisticamente significativo entre as médias das medidas dos modelos tridimensionais em relação ao padrão-ouro (medida física), pelo teste de Dunnett, para cada variável ($p < 0,05$).

DP: desvio-padrão

Tabela 12 - Diferenças absolutas (mm) e percentuais (%) para a comparação entre as medidas dos modelos tridimensionais e o padrão-ouro (medidas físicas).

Variável	Dolphin® Translúcido			Dolphin® Sólido-1			InVesalius®		
	Milímetro		%	Milímetro		%	Milímetro		%
	Média	DP		Média	DP		Média	DP	
Co-Co	-0,60	0,61	-0,59	-0,27	0,56	-0,26	-0,10	0,66	-0,10
Co-Me	-0,63	0,55	-0,49	-0,72	0,46	-0,56	-1,06	0,35	-0,83
Co-Go	0,27	0,35	0,44	0,25	0,23	0,41	-0,05	0,23	-0,09
Go-Go	-0,25	0,39	-0,26	-0,21	0,33	-0,22	-0,20	0,24	-0,21
Go-Me	-0,10	0,44	-0,09	-0,32	0,33	-0,35	-0,57	0,35	-0,63
R1-R2	-0,30	0,16	-0,83	-0,36	0,25	-1,00	-0,63	0,13	-1,79
R1-R1	-1,27	0,35	-1,51	-0,95	0,31	-1,13	-1,14	0,31	-1,36
R1-R4	0,03	0,30	0,09	0,07	0,36	0,23	-0,29	0,21	-0,76
R2-R2	-0,42	0,26	-0,43	-0,03	0,27	-0,04	-0,25	0,19	-0,25
R2-Go	0,25	0,27	0,95	0,47	0,20	1,89	0,36	0,21	1,39
R3-R1	0,19	0,18	0,71	0,38	0,29	1,47	0,33	0,18	1,30
R3-R3	-0,26	0,67	-0,29	0,02	0,47	0,01	0,02	0,47	0,01
R3-R4	-0,28	0,28	-0,53	-0,29	0,26	-0,55	-0,41	0,15	-0,80
R4-R4	-0,35	0,27	-0,41	0,00	0,22	0,00	-0,25	0,20	-0,27
R4-Me	-0,04	0,35	-0,04	-0,06	0,32	-0,06	-0,29	0,34	-0,37
FM-RA	0,11	0,32	0,92	0,39	0,30	2,93	0,39	0,34	3,14
FM-FM	0,05	0,38	0,10	0,17	0,36	0,34	0,13	0,29	0,26
FM-Go	-0,08	0,46	-0,10	-0,87	2,19	-1,35	-0,32	0,29	-0,51
RA-RA	-0,04	0,35	-0,11	-0,12	0,28	-0,27	-0,14	0,23	-0,32
RA-R1	-0,44	0,65	-0,97	-0,07	0,53	-0,15	-0,41	0,51	-0,88
Total	-0,21	0,38	-0,17	-0,13	0,43	0,07	-0,14	0,29	-0,15

DP: desvio-padrão

Total: representa a média de todos os valores de todas as variáveis.

Tabela 13 – Porcentagem das variáveis com erro absoluto abaixo de 1,0; 0,5 e 0,3 mm nos modelos tridimensionais.

Erro absoluto	Dolphin® - Translúcido	Dolphin® – Sólido-1	InVesalius®
< 1,0 mm	95%	100%	90%
< 0,5 mm	85%	85%	80%
< 0,3 mm	70%	60%	50%

6 Discussão

6 DISCUSSÃO

Devido à importância das particularidades inerentes à amostra e à metodologia de trabalhos científicos, realizou-se, primeiramente, a discussão destes itens, para posterior discussão específica dos resultados obtidos.

6.1 A AMOSTRA

A utilização de crânios humanos para a realização de pesquisas com imagens radiográficas e tomográficas constitui-se em um método consagrado na literatura (PERIAGO et al., 2008; BAUMGAERTEL et al., 2009; BERCO et al., 2009; BROWN et al., 2009; MOREIRA et al., 2009; VAN VLIJMEN et al., 2009; AL-RAWI et al., 2010; DAMSTRA et al., 2010; DELAMARE et al., 2010; AL-EKRISH et al., 2011; FERNANDES, 2011; GRIBEL et al., 2011; KIM et al., 2012; PIMENTEL, 2011), pois quando bem conservados permitem a obtenção de imagens com grande riqueza de detalhes. As mandíbulas utilizadas nesta pesquisa apresentavam excelente estado de conservação permitindo que os programas reformatassem modelos tridimensionais com alta qualidade em virtude da preservação das corticais ósseas.

O número de dez mandíbulas para verificar a precisão e acurácia de medidas lineares foi um valor estatisticamente representativo, avaliado inicialmente pelo cálculo amostral. Baseado nos resultados do trabalho de Damstra et al. (2010), com metodologia semelhante, seria necessário apenas oito mandíbulas. Foi levada em consideração a mínima diferença a ser detectada de 0,3 mm, que corresponde à espessura do voxel das TCFC, o poder do teste de 80% e o coeficiente de confiança de 95%, quando se comparam as médias de medidas lineares realizadas nos modelos tridimensionais com as medidas físicas (padrão-ouro).

6.2 A METODOLOGIA

6.2.1 Pontos Mandibulares

Pontos craniométricos são pontos com localizações definidas em estruturas anatômicas e capazes de serem reproduzidos. O requisito mais importante para um ponto craniométrico é que ele seja facilmente identificado e localizado com grande acurácia e precisão (MOREIRA et al., 2009). Neste estudo foram selecionados 17 pontos mandibulares de fácil visualização e demarcação, sendo que a maioria já foi previamente utilizado em outros estudos de TCFC (CAVALCANTI et al., 2004; HILGERS et al., 2005; LOPES, 2006; MOREIRA, 2009; FERNANDES, 2011; GRIBEL et al., 2011; STRATEMANN et al., 2008; BERCO et al., 2009; BROWN et al., 2009; DAMSTRA et al., 2011; KIM et al., 2012).

6.2.2 Marcadores

A precisão e a acurácia de medidas lineares são influenciadas pelos diversos métodos utilizados. Não apenas pela qualidade da imagem, mas também pelos instrumentos de medição (precisão do paquímetro e do programa), dos pontos de referência e até mesmo do tamanho e material dos marcadores utilizados (BERCO et al., 2009, DAMSTRA et al., 2010; GRIBEL et al., 2011).

A maioria dos recentes estudos realizados para validar medidas lineares na TCFC utilizou algum tipo de marcador hiperdenso, tais como: aço inoxidável (BERCO et al., 2009); guta-percha (MISCHKOWSKI et al., 2007), titânio (LAGRAVERE et al., 2008), vidro (DAMSTRA et al., 2010), miçanga (GRIBEL et al., 2011) ou referências como perfurações nas estruturas ósseas (PIMENTEL, 2011; SUN et al., 2011). Neste estudo, a escolha da miçanga ocorreu em razão da proximidade da densidade da imagem do marcador com o tecido ósseo, evitando a formação de artefatos, bem como pela presença do orifício central permitindo a identificação do ponto com maior precisão nos programas no centro do marcador, como realizado por Gribel et al. (2011).

A análise da precisão do marcador utilizado na pesquisa foi obtida diretamente sobre os modelos tridimensionais gerados a partir dos filtros Translúcido e Sólido-1 no programa Dolphin®, duas vezes, pelo examinador 2 com intervalo de 15 dias, utilizando como referência as coordenadas de orientação espacial nos eixos X, Y e Z fornecidas pelo próprio programa (BERCO et al., 2009).

Quando são utilizadas estruturas anatômicas como ponto de referência, a identificação correta pode ser um problema tanto no momento da identificação na imagem da TCFC como também no objeto real. Os poucos estudos que não utilizaram marcadores, utilizaram pontos bem definidos para avaliar o tamanho dentário (BAUMGAERTEL et al., 2009; AL-RAWI et al., 2010) e medidas craniométricas de fácil visualização nos modelos tridimensionais (PERIAGO et al., 2008; BROWN et al., 2009; MOREIRA et al., 2009; FERNANDES, 2011). De acordo com Hassan et al. (2009), maior tempo e cuidado para realização das mensurações são necessários quando não se utiliza marcadores.

Em virtude disso, e para facilitar a identificação dos pontos e avaliar a precisão e acurácia dos programas, optou-se pela utilização dos marcadores hiperdensos.

6.2.3 Imagens tomográficas

As imagens tomográficas oferecem aos profissionais a oportunidade de gerar imagens tridimensionais em diferentes programas disponíveis, gratuitos ou não, aumentando o potencial de diagnóstico e plano de tratamento, bem como o prognóstico das lesões bucomaxilofacias (BROWN et al., 2009). Entretanto, apesar das inúmeras vantagens, a dose de radiação para o paciente é um fator limitante, pois a TCFC apresenta valores mais elevados de radiação quando comparado às radiografias analógicas e digitais (SILVA et al., 2008; BROWN et al., 2009).

Além da dose radiação, outros fatores interferem na qualidade da imagem, tais como: técnica tomográfica empregada (TC convencional, TC helicoidal *single-slice*, TC *multislice* ou TCFC) (SUKOVIC, 2003; VANNIER, 2003); protocolo empregado (espessura do corte, intervalo de reconstrução e tempo) (SCARFE et al., 2006); técnica de reformatação das imagens tridimensionais (programas que

empregam a técnica do volume ou a técnica de superfície) (VANNIER, 2003; CAVALCANTI et al., 2004) e o custo do exame (SCARFE et al., 2006).

O tomógrafo utilizado nessa pesquisa foi o i-CAT Classic[®] (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA), uma tecnologia feixe cônico, já utilizado em outros estudos de craniometria (PERIAGO et al., 2008; BERCO et al., 2009; BROWN et al., 2009; MOREIRA et al., 2009; FERNANDES, 2011; GRIBEL et al., 2011), considerado acurado e que apresenta imagens com boa resolução (BALLRICK et al., 2008), utilizando doses de radiação mais baixas e menor custo do exame quando comparado à TC (SCARFE et al., 2006). Além disso, em estudo que comparou cinco tomógrafos de feixe cônico, os autores concluíram que o i-CAT[®], dentre os tomógrafos avaliados (Accuitomo[®] 3D; MercuRay[®]; NewTom[®] 3G; i-CAT[®] e Sensation[®] 16), foi o que apresentou melhor relação qualidade da imagem x dose de radiação (LOUBELE et al., 2008).

Para definir o protocolo de aquisição das imagens tomográficas o tamanho do voxel está diretamente relacionado à qualidade da imagem nas TCFC (KAMBUROGLU et al., 2010). Isso significa que reduzir a resolução do voxel, aumentando o tamanho do voxel, pode resultar em uma imagem de qualidade inferior, mais ruído e artefatos, e menos informações detalhadas da anatomia da região. Assim, a resolução espacial é menor quando o tempo de aquisição é mais rápido e um tamanho maior de voxel é utilizado (BALLRICK et al., 2008). Uma resolução mais nítida, com menor ruído, é obtida quando o escaneamento é mais lento e um tamanho de voxel menor é utilizado. Entretanto, a resolução maior, necessita de maior tempo de varredura do exame, expondo o paciente a uma dose de radiação mais elevada, e há também um risco acrescido de movimentação do paciente durante o exame (DAMSTRA et al., 2010). Outro fator fundamental na escolha do protocolo é o princípio ALARA (As Low As Reasonably Achievable), que também deverá ser levado em consideração para prescrição da TCFC (HORNER et al., 2011).

O protocolo escolhido para aquisição da imagem tomográfica das mandíbulas na pesquisa foi de 0,3 mm de voxel, que possui tamanho intermediário de resolução espacial no aparelho iCAT[®], e já utilizado em outros estudos craniométricos (DAMSTRA et al., 2011; GRIBEL et al., 2011; KIM et al., 2012). Além disso,

Fernandes (2011) e Damstra et al. (2010) avaliaram a influência do tamanho do voxel nas medidas lineares da mandíbula e concluíram que o tamanho do voxel não influencia as mensurações das variáveis avaliadas e que um protocolo com menor exposição aos raios X, sem comprometer o diagnóstico, pode ser utilizado, pois o aumento na resolução das imagens não aumentou a precisão e acurácia das medidas lineares na mandíbula.

6.2.4 Modelos tridimensionais

Quanto à obtenção de modelos tridimensionais gerados a partir da TC, os primeiros trabalhos que compararam medidas craniométricas em imagens tridimensionais, em crânios humanos, utilizaram protocolos que empregavam a TC convencional (MATTESON et al., 1989) e a TC helicoidal *single-slice* (NAGASHIMA et al., 1998; HONDA et al., 2006), e o método de reformatação dos modelos tridimensionais, era pela técnica de superfície (*surface rendering*). Recentemente, essas técnicas foram substituídas pelas TC *multislice* e TCFC e o método de volume (*volume rendering*) passou a ser utilizado por diferentes programas em trabalhos de craniometria (LAGRAVERE et al., 2008; PERIAGO et al., 2008; STRATEMANN et al., 2008; BAUMGAERTEL et al., 2009; BERCO et al., 2009; BROWN et al., 2009; MOREIRA et al., 2009, FERNANDES, 2011; AL-RAWI et al., 2010; DAMSTRA et al., 2010; GRIBEL et al., 2011; OZ et al., 2011; KIM et al., 2012).

Para reformatar os modelos tridimensionais nesta pesquisa foram utilizados dois programas: Dolphin® e InVesalius®. O programa Dolphin® foi escolhido nesta pesquisa, pois já foi utilizado por outros autores para avaliações de medidas craniométricas utilizando os modelos tridimensionais (PERIAGO et al., 2008; BERCO et al., 2009; BROWN et al., 2009; FERNANDES, 2011) e é considerado um dos programas mais avançados com aplicações clínicas em várias especialidades odontológicas (FERNANDES, 2011). Porém, informações sobre a influência dos filtros disponíveis no Dolphin® para reformatação dos modelos tridimensionais no resultado das mensurações lineares ainda não estão disponíveis, visto que os trabalhos anteriormente realizados utilizaram o *threshold* para segmentar estruturas ósseas e de tecido mole, gerando um modelo tridimensional personalizado

(PERIAGO et al., 2008; BROWN et al., 2009) ou não fizeram referência ao modo de reformatação dos modelos tridimensionais utilizado na pesquisa, como realizado por Berco et al. (2009).

O *threshold* fundamenta-se na definição de um intervalo de densidades de cinza que expresse, por exemplo, apenas os pixels correspondentes ao tecido ósseo de interesse. Quando este intervalo é inadequadamente determinado, haverá um espessamento ou um afinamento das estruturas ósseas de interesse, podendo estas até mesmo ser suprimidas durante o processo, resultando em alterações dimensionais indesejáveis (PIMENTEL, 2011).

Assim, para realizar esse processo de segmentação demandaria conhecimento prévio da densidade de cinza da estrutura de interesse e, conseqüentemente, maior tempo para reformatar o modelo tridimensional, quando comparado com a praticidade na utilização dos filtros disponíveis nos programas.

Foram selecionados dois filtros de segmentação dos modelos tridimensionais fornecidos pelo programa Dolphin®: Translúcido e Sólido-1. O primeiro foi selecionado pois é o modelo reformatado automaticamente ao abrir o programa, e portanto, talvez pela facilidade, o mais utilizado pelos profissionais, e o segundo por permitir a melhor visualização, dentre as opções do programa, das estruturas ósseas reformatadas, segundo o examinador 2.

O InVesalius® foi escolhido nesta pesquisa por ser um programa público brasileiro e gratuito utilizado na área de saúde para análise, segmentação de modelos tridimensionais e como etapa para confecção de biomodelos (PIMENTEL, 2011). Todavia, apesar de utilizado em outros estudos (SADDY, 2006; MEURER et al., 2008; PIMENTEL, 2011), ainda são escassas as informações sobre precisão e acurácia de medidas lineares nos modelos tridimensionais gerados por esse programa.

6.2.5 Medidas lineares

Vinte medidas lineares foram realizadas, em milímetros, diretamente sobre cada mandíbula, utilizando um paquímetro digital (PERIAGO et al., 2008; BERCO et al., 2009; BROWN et al., 2009; MOREIRA et al., 2009; DAMSTRA et al., 2010; FERNANDES, 2011) e, após as reformatações, diretamente nos modelos tridimensionais gerados pelo Dolphin® (PERIAGO et al., 2008; BERCO et al., 2009; BROWN et al., 2009; FERNANDES, 2011), usando os filtros Translúcido e Sólido-1, e InVesalius® (PIMENTEL, 2011). As medidas foram selecionadas de tal forma que para cada ponto do lado direito da mandíbula tivesse ao menos uma medida linear em cada plano do espaço, ou seja, vertical, horizontal e transversal, para identificar possíveis erros de segmentação tridimensionalmente (BROWN et al., 2009).

6.3 OS RESULTADOS

6.3.1 PRECISÃO

Para análise da confiabilidade intra-examinador foram utilizados: coeficiente de correlação intraclass (CCI) e o teste de concordância de Bland e Altman (diferença média entre as medidas, com os respectivos intervalos de confiança de 95%).

A maioria dos estudos sobre mensurações lineares em TCFC utilizaram teste de confiabilidade, isto é, a capacidade de avaliar, em momentos diferentes, a mesma medida, seja envolvendo o mesmo avaliador ou não (ROSNER, 2000; LAGRAVERE et al., 2008; PERIAGO et al., 2008; DAMSTRA et al., 2010; FERNANDES, 2011; SUN et al., 2011; KIM et al., 2012). Periago et al. (2008) e Sun et al. (2011) demonstraram resultados de alta confiabilidade, porém muitos utilizaram para a análise estatística sobre precisão somente o coeficiente de correlação intraclass. Por existirem problemas como a influência da magnitude da variação entre sujeitos, não apresentação do valor obtido, erro na medida e a impossibilidade de ser interpretado clinicamente, este teste deveria ser usado em

conjunto com o teste de Bland e Altman (BLAND et al., 1986), no qual os dados são interpretados e visualizados de forma objetiva em conjunto com as diferenças das variações (diferença média das medidas e seus intervalos de confiança de 95%) como foi realizado neste estudo.

Nenhuma interpretação sobre o nível de concordância foi universalmente aceito como já foi mostrado anteriormente, mas uma maneira comum é utilizar a mesma interpretação desenvolvida para o teste de Kappa-Cohen (SUN et al., 2011), que considera valores de 0 a 0,20 concordância fraca; 0,21 a 0,40, concordância razoável; 0,41 a 0,60, concordância moderada; de 0,61 a 0,80 como concordância satisfatória e acima de 0,81 como alta ou quase perfeita (LANDIS et al., 1977). Sendo assim, para este estudo foi adotado esses valores como referência para o CCI e para o teste de Bland e Altman (r Pearson).

Um instrumento confiável mede fenômenos de forma fidedigna, sequenciada, acurada e previsivelmente sem alterações. Se a avaliação dos modelos tridimensionais não é confiável, o diagnóstico do paciente, o plano de tratamento e o efeito do tratamento poderão ser modificados (FERNANDES, 2011). Estudos como este, de confiabilidade nas mensurações lineares em modelos tridimensionais em diferentes programas, são necessários para assegurar a previsibilidade de erros e estabelecer o diagnóstico, plano de tratamento e prognóstico de forma mais realista.

6.3.1.1 Marcadores

Gribel et al. (2011) apesar de utilizarem a miçanga como marcador para mensuração de medidas lineares no crânio nas reformatações multiplanares não realizaram o teste de precisão do marcador, como realizado nesta pesquisa.

Inicialmente foi avaliada a precisão dos marcadores hiperdensos nos modelos tridimensionais. A precisão dos marcadores foi obtida diretamente sobre os modelos tridimensionais gerados apenas a partir dos filtros Translúcido e Sólido-1 no programa Dolphin, pois o programa InVesalius não fornece esses dados. Foi utilizado como referência as coordenadas de orientação espacial nos eixos X, Y e Z fornecidas pelo Dolphin (BERCO et al., 2009).

Alta concordância foi observada no filtro Translúcido para os eixos X, Y e Z com todos os valores do CCI acima de 0,98 (Tabelas 1, 2 e 3) e viés médio de 0,020; 0,021 e 0,019 mm, respectivamente. Essa alta concordância possivelmente se deve as características do marcador, tais como: a facilidade de identificação nos modelos tridimensionais, densidade (GRIBEL et al., 2011), tamanho e a presença do orifício central, que permitiu a identificação precisa dos pontos no programa no centro do marcador.

Alta concordância também foi observada para o filtro Sólido-1 para os eixos X, Y e Z com todos os valores do CCI acima de 0,97 (Tabelas 4, 5 e 6) e viés médio de 0,013, 0,041 e 0,035 mm, respectivamente. Essa alta concordância possivelmente se deve as mesmas características do filtro Translúcido, ou seja, a facilidade de identificação dos marcadores nos modelos tridimensionais, densidade (GRIBEL et al., 2011), tamanho e a presença do orifício central dos marcadores, que permitiu a identificação precisa dos pontos no programa no centro do marcador.

Assim, o marcador utilizado na pesquisa apresentou alta precisão nos três eixos de orientação espacial e nos dois filtros utilizados no Dolphin[®], sendo que os valores encontrados estão de acordo com outros trabalhos que avaliaram a precisão dos marcadores. O marcador em aço inoxidável avaliado por Berco et al. (2009) no programa Dolphin apresentou valores médio de 0,19; 0,21 e 0,19 mm para os eixos X, Y e Z, respectivamente, e o marcador em titânio avaliado no programa AMIRA por Lagravere et al. (2008), apresentou os valores de CCI de 1, 1 e 0,998, para o FOV 9 polegadas e 1, 1 e 0,977 para FOV 12 polegadas, para os eixos X, Y e Z, respectivamente.

6.3.1.2 Medidas Físicas

Houve alta concordância para as medidas físicas com todos os valores do CCI acima de 0,96, sendo que das 20 variáveis estudadas 15 apresentaram valor 1, indicando alta concordância (LANDIS et al., 1977; FERNANDES, 2011), como pode ser observado na Tabela 7.

As medidas físicas são utilizadas como o “padrão-ouro” para comparação com as medidas realizadas nos modelos tridimensionais e é a partir dessas medidas

que as variáveis são avaliadas quanto a acurácia. Todavia, algumas vezes a sua precisão não é avaliada e/ou citada (MOREIRA et al., 2009). Alguns autores realizaram as mensurações várias vezes, com mais de um avaliador, e empregam a média como valor de referência, sem nenhum teste de concordância (BERCO et al., 2009). Outros autores, quando avaliam a concordância, apenas apresentam a média geral de todas as medidas realizadas, o CCI médio, como Damstra et al. (2010) que apresentaram o CCI único de 0,99. Já os trabalhos de Periago et al. (2008), Baumgaertel et al. (2009), Fernandes (2011) e Kim et al. (2012) apresentam os valores do CCI individualmente de cada variável estudada.

A precisão intra-examinador também pode ser analisada pela diferença média entre a primeira e segunda medição (BROWN et al., 2009). Algumas vezes é descrito a média da diferença de todas as variáveis estudadas como Stratemann et al. (2008) que encontraram uma média de 0,07 mm. Neste estudo a média encontrada foi de 0,01 mm, inferior aos resultados de Brown et al. (2009) que obtiveram média superior, de 0,45 mm para as medidas físicas.

Quando avaliado cada variável individualmente, a maior diferença encontrada neste estudo foi de 0,24 mm, para variável R1-R4, que mesmo sendo a maior diferença, apresentou baixa variabilidade como pode ser visto nos gráficos de Bland e Altman na Figura 14. Todavia, essa diferença é considerada aceitável e mais precisa que estudos semelhantes, como Fernandes (2011), que encontrou diferença de até 0,48, Brown et al. (2009) até 0,75 mm, e Periago et al. (2008) até 1,07 mm.

Figura 14 - Gráfico de Bland-Altman para variável R1-R4 das medidas físicas. A) Gráfico de dispersão entre a 1ª e 2ª medições e B) Diferença e média entre as medições. LSC: limite superior de concordância; LIC: limite inferior de concordância.

Para facilitar a comparação com outros trabalhos foi calculado também o CCI médio (0,996) unindo todas as variáveis deste estudo (Tabela 7). Esses resultados também indicaram alta concordância, corroborando com outros resultados da literatura: 0,996 (PERIAGO et al., 2008); 0,950 (BAUMGAERTEL et al., 2009); 0,990 (DAMSTRA et al., 2010); 0,995 (FERNANDES, 2011) e 0,984 (KIM et al., 2012), que também apresentaram para as variáveis estudadas valores com alta reprodutibilidade para as medidas físicas.

Com esses resultados foi possível concluir que as medidas físicas realizadas obtiveram alta concordância, ou seja, alta precisão, e assim, foi possível utilizar a média entre as duas medições lineares realizadas com maior confiabilidade para estabelecer a acurácia com os modelos tridimensionais (BAUMGAERTEL et al., 2009; BERCO et al., 2009; FERNANDES, 2011).

6.3.1.3 Medidas lineares

Dolphin® – Translúcido

Houve alta concordância para as medidas lineares realizadas nos modelos tridimensionais gerados no Dolphin® com o filtro Translúcido com todos os valores do CCI acima de 0,98, (Tabela 8), sendo que das 20 variáveis estudadas 16 apresentaram valor igual a 1, indicando reprodutibilidade alta (LANDIS et al., 1977). Esse resultado está de acordo com trabalhos anteriormente realizados por Lagravère et al. (2008), que encontraram resultados acima de 0,97 e Kim et al. (2012), que encontraram resultados do CCI acima de 0,98.

Este resultado é superior aos encontrados nos trabalhos que utilizaram marcadores anatômicos como referência, e não marcadores hiperdensos, como realizado por Fernandes (2011), cujo CCI foi acima de 0,90 para o filtro Translúcido. De modo semelhante e utilizando os programas Dolphin® e CB Works®, com modelos tridimensionais personalizados (*Threshold*), PERIAGO et al. (2008) encontraram valores do CCI acima de 0,94 e Baumgaertel et al. (2009) acima de 0,95, respectivamente.

A maior diferença encontrada foi para a variável RA-R1 de 0,27 mm (Tabela 8). Na Figura 15 a seguir é possível observar a dispersão dos valores (gráfico A), o viés e os limites de concordância dessa variável (gráfico B).

Figura 15 - Gráfico de Bland-Altman para variável RA-R1 para o modelo tridimensional - Dolphin® Translúcido. A) Gráfico de dispersão entre a 1ª e 2ª medições e B) Diferença e média entre as medições. LSC: limite superior de concordância; LIC: limite inferior de concordância.

Assim, as medidas lineares realizadas nos modelos tridimensionais gerados no Dolphin® com o filtro Translúcido apresentaram alta precisão, sendo que o erro do método neste estudo variou de -0,27 a 0,12 mm. Esse erro foi menor que o encontrado no estudo de Periago et. al (2008) que variou de 0,85 a 2,27 mm, e Fernandes (2011) que variou de 0,01 a 0,64 mm. Isso pode ser explicado pela ausência de marcadores hiperdensos nos dois estudos anteriores.

Dolphin® – Sólido-1

Houve alta concordância para as medidas lineares realizadas nos modelos tridimensionais gerados no Dolphin® com o filtro Sólido-1 com todos os valores com CCI acima de 0,98 (Tabela 9), sendo que das 20 variáveis estudadas 12 apresentaram valor 1, indicando reprodutibilidade alta (LANDIS et al., 1977), semelhante ao encontrado nesta pesquisa utilizando o filtro Translúcido e superior aos trabalhos realizados por Fernandes (2011) 0,90; Periago et al. (2008) 0,94 e Baumgaertel et al. (2009) 0,95.

Três variáveis (R2-Go; FM-Go; RA-R1) apresentaram o viés zero, o que evidencia a ausência de diferença entre as medidas na primeira e segunda avaliação. A maior diferença encontrada foi para a variável Co-Co de 0,26 mm (Tabela 9). Na Figura 16 é possível observar a dispersão dos valores (gráfico A), o viés e os limites de concordância dessa variável (gráfico B).

Figura 16 - Gráfico de Bland-Altman para variável Co-Co para o modelo tridimensional- Dolphin® Sódio 1. A) Gráfico de dispersão entre a 1ª e 2ª medições e B) Diferença e média entre as medições. LSC: limite superior de concordância; LIC: limite inferior de concordância.

Assim, as medidas lineares realizadas nos modelos tridimensionais gerados no Dolphin® com o filtro Sólido-1 apresentaram alta precisão, sendo que o erro neste estudo variou de -0,26 a 0,16 mm. Esse erro foi semelhante ao encontrado para o filtro Translúcido e menor que o encontrado nos estudo de Periago et. al (2008) que variou de 0,85 a 2,27 mm, e Fernandes (2011) que variou de 0,01 a 0,64 mm. Essa diferença também pode ser explicada pela ausência de marcadores hiperdensos nesses dois estudos.

InVesalius®

Houve alta concordância para as medidas lineares realizadas nos modelos tridimensionais gerados no InVesalius® com todos os valores com CCI acima de 0,99 (Tabela 10), sendo que das 20 variáveis estudadas 19 apresentaram valor 1, indicando reprodutibilidade alta (LANDIS et al., 1977).

A maior diferença encontrada foi para a variável Go-Go de 0,17 mm (Tabela 10). Na Figura 17 a seguir é possível observar a dispersão dos valores (gráfico A), o viés e os limites de concordância dessa variável (gráfico B).

Figura 17 - Gráfico de Bland-Altman para variável Co-Co para o modelo tridimensional - InVesalius®. A) Gráfico de dispersão entre a 1ª e 2ª medições e B) Diferença e média entre as medições. LSC: limite superior de concordância; LIC: limite inferior de concordância.

Assim, as medidas lineares realizadas nos modelos tridimensionais gerados no InVesalius® apresentaram alta precisão, sendo que o erro neste estudo variou de -0,17 a 0,15 mm. Esse erro foi semelhante ao encontrado para o programa Dolphin® realizado nesta pesquisa, e menor que encontrado em outros estudos que utilizaram o programa Dolphin® (PERIAGO et al., 2008; FERNANDES, 2011). Essa diferença também pode ser explicada pela ausência de marcadores hiperdensos nesses dois estudos (BERCO et al., 2009).

Conclui-se assim que as medidas lineares realizadas diretamente nos modelos tridimensionais gerados pelos programas Dolphin®, usando os filtros estudados (Translúcido e Sólido-1) e InVesalius® apresentaram alta precisão pelos resultados apresentados.

Cabe ressaltar também que as diferenças encontradas para o Dolphin Translúcido (0,27 mm); Dolphin Sólido-1 (0,26 mm) e InVesalius (0,17 mm) foram menores que o erro relevante de 1 mm estabelecido por Damstra et al. (2011), menores que o erro relevante de 0,5 mm postulado por Marmulla et al. (2005) e

menores que o tamanho do voxel da imagem desta pesquisa (0,3 mm), de acordo com Damstra et al. (2010).

6.3.2 ACURÁCIA

A validade de um exame ou teste é a capacidade para medir unicamente aquilo que deve se medir, sem ser influenciado por fontes de erros aleatórios ou sistemáticos. Há na literatura, diversas estratégias estatísticas para se avaliar o erro de uma medida, sendo conhecidas genericamente como estudos de confiabilidade ou de concordância. Quando se dispõe de um padrão para comparação que é assumido como correto, o chamado padrão-ouro, essas estratégias avaliam a validade da mensuração. Os outros nomes especificamente para esse caso são acurácia e conformidade (ACCORSI, 2007; FERNANDES, 2011).

A acurácia, também chamada de validade, é o grau que uma medida ou conjunto de medidas pode representar do valor verdadeiro de um parâmetro (medidas reais x modelos tridimensionais). Isso influencia enormemente a validade do estudo e o impacto em que os achados permitem inferências corretas sobre fenômenos que ocorrem na amostra do estudo (KRAGSKOV et al., 1997; CAVALCANTI et al., 1999; MARMULLA et al., 2005; ACCORSI, 2007; FERNANDES, 2011).

Nesta pesquisa quando analisada a acurácia das medidas lineares realizadas nos modelos tridimensionais no Dolphin®, filtro Translúcido, em relação ao padrão-ouro pode-se observar que houve diferença significativa para dez variáveis (Tabela 11). Dessas variáveis, oito apresentaram valores significativamente menores que o padrão-ouro. Em estudo semelhante, porém com medidas dentárias nos modelos tridimensionais, os autores evidenciaram que as mensurações também foram subestimadas quando comparadas com as medidas físicas (BAUMGAERTEL et al., 2009).

A diferença nesta pesquisa variou de -1,27 a 0,27 mm (Tabela 12), sendo menores que os valores de Periago et al. (2008) que variou de -3,32 a 1,33. O maior erro absoluto e percentual encontrado nesta pesquisa foi para a variável R1-R1 (1,27 mm e 1,51%). Acredita-se que os pequenos erros encontrados neste estudo

foram devido a técnica de mensuração das medidas lineares, e não da reformatação dos modelos tridimensionais, pois os valores não foram gerados diretamente pelo programa e sim por uma linha manualmente gerada e posicionada sobre os pontos mandibulares (PERIAGO et al., 2008; FERNANDES, 2011). Na versão mais atual do Dolphin[®], ainda em fase de teste e não disponível, esse problema possivelmente será resolvido pois as medidas serão geradas apenas com a marcação dos pontos.

Das 20 variáveis estudadas no Dolphin[®] com o filtro Translúcido, 95% (19) apresentaram diferenças absolutas abaixo de 1 mm. Para Periago et al. (2008) o valor encontrado foi de 40%. Além disso, 85% (17) estão abaixo do erro de 0,5 mm postulado por Marmulla et al. (2005) como clinicamente aceitável. Alguns autores consideram como clinicamente relevante utilizar o valor do voxel da TCFC (BERCO et al., 2009; DAMSTRA et al., 2010). Se for considerado o valor do voxel utilizado na aquisição das tomografias desta pesquisa (0,3 mm), como clinicamente relevante, ainda assim, 70% (14) apresentaram alta acurácia, com valores menores que o tamanho do voxel.

Cabe ressaltar que foram utilizados testes estatísticos sensíveis a pequenas variações, como observado na variável R3-R1 que apresentou erro absoluto de 0,19 mm e diferença estatisticamente significativa em relação ao padrão-ouro (Tabelas 11 e 12).

Alta acurácia também foi encontrada para as medidas lineares realizadas nos modelos tridimensionais no programa Dolphin[®], filtro Sólido-1, em relação ao padrão-ouro. Porém, pode-se observar que houve diferença significativa para oito variáveis (Tabela 11). Dessas variáveis, cinco foram subestimadas em relação ao padrão-ouro, corroborando com outros autores (BAUMGAERTEL et al., 2009; FERNANDES, 2011).

A diferença variou de -0,95 a 0,47 mm, sendo menores que os valores de Periago et al. (2008), que variou de -3,32 a 1,33 e semelhante ao encontrado para o filtro Translúcido nesta pesquisa. O maior erro absoluto também foi encontrado na variável R1-R1 (0,95 mm) e o maior erro percentual foi para a variável FM-RA (2,93%), como observado na Tabela 12. Acredita-se também que os pequenos erros encontrados neste estudo foram devido à técnica de mensuração das medidas lineares, e não da reformatação dos modelos tridimensionais, como ocorreu para o

filtro Translúcido nesta pesquisa e citado por outros autores (PERIAGO et al., 2008; FERNANDES, 2011).

Apesar das diferenças estatisticamente significativas, das 20 variáveis estudadas, 100% (20) das diferenças absolutas estão abaixo de 1 mm, para Periago et al. (2008) o valor encontrado foi de 40%, 85% (17) estão abaixo do erro de 0,5 mm postulado por Marmulla et al. (2005) e 60% (12) menores que o tamanho do voxel da imagem desta pesquisa (0,3 mm) (DAMSTRA et al., 2010), demonstrando alta acurácia.

Para o programa InVesalius[®], alta acurácia também foi encontrada para as medidas lineares realizadas nos modelos tridimensionais em relação ao padrão-ouro, mas pode-se observar que houve diferença significativa para treze variáveis (Tabela 11). Dessas variáveis, dez foram subestimadas em relação ao padrão-ouro corroborando com outros autores que também encontraram valores menores nos modelos tridimensionais em outros programas (BAUMGAERTEL et al., 2009; FERNANDES, 2011). Todavia, a diferença variou mais que no programa Dolphin[®], de -1,14 a 1,06 mm, assim como encontrado por Pimentel (2011) quando comparou o InVesalius[®] com os demais programas. O maior erro absoluto também foi a variável R1-R1 (1,14 mm) e o maior erro percentual foi para a variável FM-RA (3,14 %), presentes na Tabela 12.

Sugere-se que os pequenos erros encontrados neste programa ocorreram devido a maior dificuldade para encontrar o centro do marcador no programa InVesalius[®] quando comparado ao Dolphin[®], algo identificado pelo pesquisador durante as mensurações. De acordo com Grauer et al. (2009), nos modelos tridimensionais, os erros ocorrem devido a dificuldade em localizar os pontos no espaço e as limitações inerentes de cada programa na reformatação dos modelos tridimensionais, como a qualidade da imagem.

Das 20 variáveis estudadas, 90% das diferenças absolutas estão abaixo de 1 mm, 80% estão abaixo do erro de 0,5 mm postulado por Marmulla et al. (2005) e 50% menores que o tamanho do voxel da imagem desta pesquisa (0,3 mm) (DAMSTRA et al., 2010).

Conclui-se assim que de todas as medidas lineares realizadas diretamente nos modelos tridimensionais gerados pelos programas Dolphin[®], usando os filtros estudados (Translúcido e Sólido-1) e InVesalius[®], 10 variáveis no filtro translúcido; 8 no filtro Sólido-1 e 13 no programa InVesalius[®] foram diferentes estatisticamente em relação as medidas físicas. Porém, 95%, 100% e 90% das variáveis apresentaram valores abaixo do valor considerado clinicamente relevantes (1 mm), segundo Damstra et al. (2011), nos Filtro Translúcido, Sólido-1 e InVesalius[®], respectivamente.

Quando se considera o valor do voxel (0,3 mm) como clinicamente relevante nota-se que todos os métodos avaliados apresentam menor acurácia em relação as referências 1 e 0,5 mm. No filtro translúcido 70%; no Sólido-1, 60% e no InVesalius[®] 50% das variáveis foram abaixo do valor de 0,3 mm. Portanto, quanto maior o nível de acurácia necessário, maior cautela deve ser tomada ao se utilizar os modelos tridimensionais, pois pode-se observar que quanto maior o grau de exigência dimensional menor a acurácia (Tabela 13).

Baseado nos resultados encontrados e no conhecimento adquirido durante a realização desta pesquisa sugere-se que novos trabalhos sejam realizados. Seguem abaixo algumas sugestões:

- Realizar trabalho com metodologia semelhante, porém com outros programas gratuitos disponíveis no mercado;
 - Identificar as coordenadas (x, y e z) de cada ponto nos modelos tridimensionais e confrontá-las com as coordenadas das medidas físicas para identificar possíveis erros de reformatação dos modelos tridimensionais.
-

7 Conclusões

7 CONCLUSÕES

Em relação aos métodos estudados e de acordo com a metodologia empregada, conclui-se que:

Os modelos tridimensionais obtidos a partir da TCFC com marcadores reformatados pelos programas Dolphin[®] (filtros Translúcido e Sólido-1) e InVesalius[®] podem ser utilizados com precisão e acurácia para a obtenção de medidas lineares.

Referências

REFERÊNCIAS

Accorsi M. Comparação de grandezas cefalométricas obtidas por meio de telerradiografias e tomografias computadorizadas multislice em crânios secos humanos. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2007.

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;40(2):67-75.

Al-Rawi B, Hassan B, Vandenberghe B, Jacobs R. Accuracy assessment of three-dimensional surface reconstructions of teeth from cone beam computed tomography scans. *J Oral Rehabil*. 2010;37(5):352-8.

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.

Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol*. 1999;28(4):245-8.

Ballrick JW, Palomo JM, Ruch E, Amberman BD, Hans MG. Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography machine. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134(4):573-82.

Baumgaertel S, Palomo JM, Palomo L, Hans MG. Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136(1):19-25; discussion -8.

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;136(1):17 e1-9; discussion -8.

Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*. 1986;1(8476):307-10.

Blattner TC, George N, Lee CC, Kumar V, Yelton CD. Efficacy of cone-beam computed tomography as a modality to accurately identify the presence of second mesiobuccal canals in maxillary first and second molars: a pilot study. *J Endod*. 2010;36(5):867-70.

Brown AA, Scarfe WC, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. *Angle Orthod*. 2009;79(1):150-7.

Buschang PH, Tanguay R, Demirjian A. Cephalometric reliability. A full ANOVA model for the estimation of true and error variance. *Angle Orthod*. 1987;57(2):168-75.

Cavalcanti MG. Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico ao Alcance do Cirurgião-Dentista: Santos; 2010.

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;57(6):690-4.

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

Cevidanes LH, Bailey LJ, Tucker GR, Jr., Styner MA, Mol A, Phillips CL, et al. Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. *Dentomaxillofac Radiol*. 2005a;34(6):369-75.

Cevidanes LH, Franco AA, Gerig G, Proffit WR, Slice DE, Enlow DH, et al. Assessment of mandibular growth and response to orthopedic treatment with 3-dimensional magnetic resonance images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005b;128(1):16-26.

Cevidanes LH, Hajati AK, Paniagua B, Lim PF, Walker DG, Palconet G, et al. Quantification of condylar resorption in temporomandibular joint osteoarthritis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2010;110(1):110-7.

Cevidanes LH, Heymann G, Cornelis MA, DeClerck HJ, Tulloch JF. Superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models of growing patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136(1):94-9.

Damstra J, Fourie Z, Huddleston Slater JJ, Ren Y. Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface models of different voxel sizes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(1):16 e1-6; discussion -7.

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;140(3):e107-14.

Delamare EL, Liedke GS, Vizzotto MB, da Silveira HL, Ribeiro JL, Silveira HE. Influence of a programme of professional calibration in the variability of landmark identification using cone beam computed tomography-synthesized and conventional radiographic cephalograms. *Dentomaxillofac Radiol*. 2010;39(7):414-23.

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

Fernandes TMF. Precisão e acurácia de medidas lineares da mandíbula em imagens 3D obtidas por meio da tomografia computadorizada de feixe cônico. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.; 2011.

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;199(1-3):9-14.

Garib DG, R. RJ, Raymundo MV, Raymundo DV, Ferreira SN. Cone beam computed tomography (CBCT): understanding this new imaging diagnostic method with promising application in Orthodontics. *Dental Press Journal Of Orthodontics* 2007;141(12):139-56.

Grauer D, Cevidanes LS, Proffit WR. Working with DICOM craniofacial images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136(3):460-70.

Gribel BF, Gribel MN, Frazao DC, McNamara JA, Jr., Manzi FR. Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans. *Angle Orthod*. 2011;81(1):26-35.

Hassan B, van der Stelt P, Sanderink G. Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position. *Eur J Orthod*. 2009;31(2):129-34.

Hilgers ML, Scarfe WC, Scheetz JP, Farman AG. Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005;128(6):803-11.

Honda K, Larheim TA, Maruhashi K, Matsumoto K, Iwai K. Osseous abnormalities of the mandibular condyle: diagnostic reliability of cone beam computed tomography compared with helical computed tomography based on an autopsy material. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006;35(3):152-7.

Horner K, Armitt G. Radiation Protection: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology. Evidence Based Guidelines. SEDENTEXCT project 2011 [cited 2011; Available from:

Kamburoglu K, Kursun S. A comparison of the diagnostic accuracy of CBCT images of different voxel resolutions used to detect simulated small internal resorption cavities. *Int Endod J.* 2010;43(9):798-807.

Kim M, Huh KH, Yi WJ, Heo MS, Lee SS, Choi SC. Evaluation of accuracy of 3D reconstruction images using multi-detector CT and cone-beam CT. *Imaging Sci Dent.* 2012;42(1):25-33.

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;34(2):111-6.

Lagravere 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;134(1):112-6.

Lagravere MO, Low C, Flores-Mir C, Chung R, Carey JP, Heo G, 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;137(5):598-604.

Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics.* 1977;33(1):159-74.

Liang X, Lambrichts I, Sun Y, Denis K, Hassan B, Li L, et al. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy. *Eur J Radiol.* 2010;75(2):270-4.

Lopes P. Validação de medidas ósseas crânio-faciais por meio da tomografia computadorizada multislice em 3D. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2006.

-
- Lopes PM, Moreira CR, Perrella A, Antunes JL, Cavalcanti MG. 3-D volume rendering maxillofacial analysis of angular measurements by multislice CT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;105(2):224-30.
- Loubele M, Jacobs R, Maes F, Denis K, White S, Coudyzer W, et al. Image quality vs radiation dose of four cone beam computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008;37(6):309-18.
- Marmulla R, Wortche R, Muhling J, Hassfeld S. Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2005;34(1):28-31.
- Matteson SR, Bechtold W, Phillips C, Staab EV. A method for three-dimensional image reformation for quantitative cephalometric analysis. *J Oral Maxillofac Surg.* 1989;47(10):1053-61.
- Meurer MI ME, Silva JVL, Bárbara AS, Nobre LF, Oliveira MG, Silva DN. Aquisição e manipulação de imagens por tomografia computadorizada da região maxilofacial visando à obtenção de protótipos biomédicos. *Radiol Bras.* 2008;41(1):49-54.
- Misch KA, Yi ES, Sarment DP. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. *J Periodontol.* 2006;77(7):1261-6.
- Mischkowski RA, Pulsfort R, Ritter L, Neugebauer J, Brochhagen HG, Keeve E, et al. Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;104(4):551-9.
- Moreira CR. Validação de medidas maxilofaciais por meio da tomografia computadorizada por feixe cônico em 3D. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.; 2009.
- 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;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.
- Nagashima M, Inoue K, Sasaki T, Miyasaka K, Matsumura G, Kodama G. Three-dimensional imaging and osteometry of adult human skulls using helical computed tomography. *Surg Radiol Anat.* 1998;20(4):291-7.
-

Naitoh M, Katsumata A, Nohara E, Ohsaki C, Aiji E. Measurement accuracy of reconstructed 2-D images obtained by multi-slice helical computed tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(5):570-4.

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;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;78(3):387-95.

Pimentel PA. Avaliação da acurácia de reconstruções tridimensionais geradas por diferentes softwares e tomógrafos: estudo experimental in vitro com mandíbulas secas humanas. Salvador: Universidade Federal da Bahia; 2011.

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

Rosenberg PA, Frisbie J, Lee J, Lee K, Frommer H, Kottal S, et al. Evaluation of pathologists (histopathology) and radiologists (cone beam computed tomography) differentiating radicular cysts from granulomas. *J Endod.* 2010;36(3):423-8.

Rosner B. Fundamentals of biostatistics. In: Learning T, editor.: Duxbury; 2000.

Saddy MS. Estudo comparativo entre a tomografia computadorizada e a tomografia volumétrica na confecção de modelos de prototipagem. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2006.

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

Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(5):640 e1-5.

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

Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res.* 2003;6 Suppl 1:31-6; discussion 179-82.

Sun Z, Smith T, Kortam S, Kim DG, Tee BC, Fields H. Effect of bone thickness on alveolar bone-height measurements from cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(2):e117-27.

van Vlijmen OJ, Maal TJ, Berge SJ, Bronkhorst EM, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM. A comparison between two-dimensional and three-dimensional cephalometry on frontal radiographs and on cone beam computed tomography scans of human skulls. *Eur J Oral Sci.* 2009;117(3):300-5.

Vannier MW. Craniofacial imaging informatics and technology development. *Orthod Craniofac Res.* 2003;6 Suppl 1:73-81; discussion 179-82.

Anexo

ANEXO A – Autorização do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru

Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 – Bauru-SP – CEP 17012-901 – C.P. 73
PABX (0XX14)3235-8000 – FAX (0XX14)3223-4679

Comitê de Ética em Pesquisa (14)3235-8356
mferrari@fob.usp.br

Processo nº 006/2011

Bauru, 05 de maio de 2011.

Senhora Professora,

Informamos que após o envio da documentação solicitada, o projeto de pesquisa encaminhado a este Comitê de Ética em Pesquisa **Precisão e acurácia de medidas lineares da mandíbula em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico reconstruídas por diferentes softwares**, de autoria de Marcelo Lupion Poleti, sob sua orientação, foi novamente analisado em reunião realizada no dia 27 de maio de 2011.

O CEP-FOB/USP considerou o projeto **APROVADO** lembrando que a condição de aprovação da pesquisa propriamente dita exige o que segue:

- que sejam encaminhados ao CEP-FOB/USP relatórios anuais sobre o andamento da pesquisa (parciais e finais), conforme o cronograma apresentado;
- que sejam notificados ao CEP-FOB/USP, com a devida justificativa, qualquer modificação na metodologia e/ou título e a inclusão ou exclusão de autores;
- na apresentação do relatório final, incluir todos os TCLEs e/ou termos de doação de dentes devidamente assinados e rubricados.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Eládio Augusto Cardoso de Faria
Coordenador

Profª Drª Izabel Regina Fischer Rubira-Bulen
Docente do Departamento de Estomatologia