UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

THAIS MARIA FREIRE FERNANDES

Precisão e acurácia de medidas lineares da mandíbula em
imagens 3D obtidas por meio da tomografia
computadorizada de feixe cônico

2011

THAIS MARIA FREIRE FERNANDES

Precisão e acurácia de medidas lineares da
mandíbula em imagens 3D obtidas por meio 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 Ortodontia

Orientador: Prof. Dr. José Fernando Castanha
Henriques

Versão corrigida

**BAURU
2011**

Fernandes, Thais Maria Freire

F391p Precisão e acurácia de medidas lineares da mandíbula em imagens 3D obtidas por meio da tomografia computadorizada de feixe cônico/ Thais Maria Freire Fernandes -- Bauru, 2011.

127p. : il. ; 30 cm.

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

Orientador: Prof. Dr. José Fernando Castanha Henriques

Nota: A versão original desta tese encontra-se no Serviço de Biblioteca e Documentação 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: 201-2009

Data: 24/02/10

FOLHA DE APROVAÇÃO

DADOS CURRICULARES

Thais Maria Freire Fernandes

14 de dezembro de 1981
Marília – SP

Nascimento

Filiação

Antonio Vicente Fernandes
Sueli Aparecida Freire Fernandes

2002 – 2005

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

2006 – 2007

Curso de aperfeiçoamento em Ortodontia
pela ACOPEN- Bauru, SP

2007 – 2009

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

2009 – 2011

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 melhores pais do mundo *Antonio e Sueli*, incentivadores de todas as
minhas conquistas, e ao meu querido amor, *Marcelo*, por compartilhar todos os
nossos sonhos.

Agradeço imensamente a Deus...

Por dar-me saúde, paciência e perseverança para atingir meus objetivos;

Por guiar os meus passos e sempre me acompanhar;

Por tornar possível a realização dos meus sonhos!

Agradeço especialmente...

Aos meus queridos pais *Antonio e Sueli:*

Pelo zelo, amizade e amor incondicional que sempre demonstraram por mim e por nossa família. Obrigada por me ensinarem o verdadeiro sentido da palavra união. Com vocês aprendi que não seríamos nada sem força de vontade e por me ensinarem a lutar pelos meus sonhos.

Pai, você foi o meu primeiro e é o meu maior Mestre. Você é o meu maior exemplo de dignidade e caráter. Por sempre admirar o seu trabalho, adquiri o gosto pela carreira acadêmica. Se um dia meus alunos tiverem por mim metade da admiração que os seus tiveram e tem por você, já me sentirei realizada. Te amo demais e me orgulho de toda a sua garra e vontade de melhorar a vida de todo mundo. Você é o melhor pai do mundo. Eu o tenho como meu maior ídolo e inspiração.

Mãe, você me mostrou que amor de mãe é diferente de tudo. Que esse amor não tem limites! Obrigada por sempre estar ao meu lado e por me ensinar a superar as dificuldades. Você é o meu exemplo de força, coragem e determinação. É o alicerce da nossa família. Você é a mãe que todo mundo sonha em ter e acho que é por isso, que mesmo inconscientemente, estou ficando parecida com você. Obrigada por ser essa mulher incrível e minha mãe.

Ao meu esposo *Marcelo:*

Obrigada por me fazer uma pessoa melhor, por me mostrar que a vida deve ser vivida com muita alegria e que Deus faz parte das nossas vidas e nos protege diariamente. Agradeço por sempre estar ao meu lado e nunca desistir dos nossos sonhos. Você é o meu porto seguro! A minha admiração e amor por você aumenta a cada dia, pois você me completa e me faz feliz. Posso dizer que o nosso amor surgiu dentro da FOB e esse título de doutor é mais uma concretização dos nossos sonhos. Te amo.

Ao meu querido irmão *Toni* e cunhada *Paty*:

Por me darem uma das grandes alegrias da minha vida: minha sobrinha
e afilhada querida *Cecilia!!*

Além disso, por tornar a minha vida mais feliz e completa e por todos os bons momentos
vividos juntos. *Toni*, a sua criatividade e alegria são contagiantes!! Obrigada pelas
maravilhosas risadas e por todo carinho e confiança. *Paty*, obrigada por ser essa pessoa
querida, agradável, amiga e essa mãe e esposa maravilhosa!

A minha querida sobrinha e afilhada *Cecilia*.

Você é um presente de Deus nas nossas vidas! Você é o nosso encanto e alegria!

Ao meus querido irmão *Rodolfo* e cunhada *Thais*:

Pelo carinho, amizade verdadeira e cuidado que vocês tem com toda a nossa família.
Rodolfo, a sua determinação e força de vontade é impressionante e nos orgulha demais.
Thais, obrigada por todo carinho e dedicação. Você é uma fortaleza. Agradeço aos dois por
tornarem a minha vida mais feliz.

Aos meus avós *José e Jesuína* (in memorian)

e *Antonio* (in memorian) e *Maria*

Das boas raízes se conhecem os bons frutos!
Obrigada por todo amor.

Aos meus *Tios e Primos*:

Por participarem constantemente da minha vida. Sem vocês, ela seria sem graça e sem
emoção. Obrigada pelo eterno alto-astral e por acreditarem e confiarem em mim.

Agradeço especialmente...

Ào meu orientador

Prof. Dr. José Fernando Castanha Henriques:

Por sempre acreditar no meu trabalho e confiar em mim. Pela oportunidade de me transformar em uma pesquisadora, abrir as portas e estimular o meu desenvolvimento profissional e treinamento no exterior. O senhor sempre me deu o estímulo para que eu crescesse dentro da área acadêmica.

Obrigada por todos os ensinamentos, aprendizado e atenção.

Agradeço ...

A todos os professores da disciplina de Ortodontia da FOB/USP. A despedida “dessa casa” não será fácil.

Ao Prof. Dr. Arnaldo Pinzan:

Obrigada por toda confiança e carinho. Desde a graduação o senhor me orientou e me auxiliou nos meus trabalhos em Ortodontia. O senhor 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 professora. Te agradeço imensamente.

A Prof. Dra. Daniela Gamba Garib:

Antes de mais nada, obrigada por confiar em mim até mesmo quando não me conhecia. Obrigada por todo carinho e pelas orientações e por me ajudar a realizar o sonho de passar um tempo na Harvard School of Dental Medicine. Sem a senhora, nada disso seria possível. Parabéns por ser a primeira professora de Ortodontia da FOB-USP. Todas as mulheres tem muito orgulho da senhora!

Ao Prof. Dr. Guilherme Janson:

Pela capacidade em transmitir seu senso crítico e sábios conhecimentos. Obrigada por todos os ensinamentos e por me ajudar a crescer na área acadêmica. Hoje, sei que orientar e ensinar muitas vezes é até mais difícil que aprender e entendo melhor as suas orientações. Muito obrigada por tudo!

Agradeço ...

Ao Prof. Dr. Marcos Roberto de Freitas:

Pela descontração e facilidade em ensinar. Gostaria de deixar registrado todo o meu apressado e carinho pelo senhor. Obrigada por me ensinar a Ortodontia de uma maneira prática e colaborar com a minha formação.

Ao Prof. Dr. Renato Rodrigues de Almeida:

Por ser realmente um mestre dedicado e professor apaixonado pelo que faz. Ter a oportunidade de ter o senhor por perto depois de sair da FOB será um privilégio. Obrigada por ter feito na graduação com que eu me apaixonei pela Ortodontia e por todo carinho.

Agradeço ...

Aos funcionários, ex-funcionários e amigos da disciplina de Ortodontia:

Chris, Neide, Sérgio, Wagner e Verinha.

O departamento sem vocês não seria a mesma coisa. Eu sentirei muita saudade de todos vocês!!!!

Chris, obrigada por sempre ter-me auxiliado com toda a boa vontade, compreensão e paciência. Você faz falta!

Neide, obrigada por todo carinho, atenção, boas risadas e por “aguentar” sempre os nossos pedidos.

Sérgio, obrigada pelo carinho, pela consideração e por se mostrar sempre solícito quando precisamos. Agradeço também pela confecção de todos os aparelhos durante o curso de Mestrado e Doutorado, e em especial, pelas barras transpalatinas perfeitas para a amostra do Forsus. Acho que você faz mágica naquele laboratório.

Wagner, obrigada pela atenção, conversas, risadas e toda ajuda.

Verinha, obrigada por todo carinho, consideração, dedicação e responsabilidade com o departamento. Obrigada por fazer o possível e o impossível para nos ajudar e pela amizade. Eu te admiro demais.

Ao técnico de informática e amigo:

Daniel Bonné, só a sua presença era o suficiente para tudo funcionar.

Obrigada pela amizade, simpatia, por toda a sua ajuda, pelas conversas e pelos momentos de descontração. Você é muito eficiente e vai longe!!!

Agradeço especialmente...

À minha querida turma de doutorado e família:

*Eduardo, Eliziane, Juliana, Luiz Eduardo, Marinês,
Michelle, Nuria e Renata*

Obrigada por toda a amizade, carinho e bons momentos. Para alguns de vocês foram mais de quatro anos juntos e as nossas histórias ficarão guardadas para sempre no meu coração. Com vocês me tornei mestre e agora realizo o sonho de ser doutora e a minha formação só vai ser completa, pois tive vocês ao meu lado, aprendendo junto a Ortodontia, o ensino e a pesquisa. 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. Obrigada por TUDO!!

As turmas de *mestrado e doutorado novo*. Por todo carinho, atenção e bons momentos vividos juntos.

Aos alunos da *especialização da FOB e APCD*. Foi muito bom participar da formação profissional de vocês. Obrigada por todo carinho. Eu também aprendi muito com vocês!

Amigos da turma 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.

Ao Prof. Carlos (Cebola),

Meu tutor, amigo e padrinho. Obrigada por existir em nossas vidas e por sempre, mas sempre, nos ajudar. Obrigada por todo carinho e amizade sincera. Acho que se hoje estou finalizando este ciclo, o senhor contribuiu muito para que tudo desse certo, ou melhor desse o que tinha que dar.

Ao Prof. Paulo Francisconi,

Pela amizade e consideração. Tenho muito carinho por toda a sua família. Muito obrigada por tudo!! Deixo aqui também os meus agradecimentos a toda a família Francisconi.

Ao Prof. Bernard Friedland,

Por me receber na Harvard School of Dental Medicine e colaborar imensamente com a realização desse projeto. Obrigada por todos os ensinamentos e atenção.

A Julie Adamezy,

Pela disponibilidade em participar dessa pesquisa e dedicação. Obrigada por todas as dicas sobre Boston e bons momentos.

Ao Rolf Faltin,

Por gentilmente ceder o programa Dolphin para a realização desta pesquisa e por toda confiança.

Ao *departamento de Estomatologia*. Funcionários, Alunos e Professores.

Obrigada por todo carinho e atenção. Vocês foram essenciais para a realização desta pesquisa e para a minha formação acadêmica.

Aos meus queridos orientados de Iniciação Científica: *Gabriela, Joyce,*

Nayara e Rodrigo, por sua 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 Ivone*, por toda consideração e por torcerem constantemente pela nossa felicidade.

Aos meus cunhados(as) *Haroldo, Fábio, Renata e Tita*, pelo relacionamento maravilhoso. Vocês são muito mais que cunhados(as), são verdadeiros amigos.

Ao nosso sobrinho *Samuel*, por trazer animo novo a família. Você é a alegria da família!

Aos amigos queridos de longa data de Marília:

É impossível definir uma pessoa sem conhecer o seu passado. Vocês marcaram o meu passado e fazem parte do meu presente. Obrigada pela amizade sincera.

Ao amigo *Girotto*, por todo carinho e consideração. Obrigada por todos os ensinamentos. A *Luciana e Ana Carolina*, por toda ajuda, carinho, consideração e organização.

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 grata e tenho muito
orgulho de ser fruto da FOB.

Em especial, 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. Em especial, aos pacientes da amostra do
Forsus por toda compreensão e carinho.

A *Capes*, pela concessão da bolsa de estudos.

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 por meio da Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC), alterando o valor do voxel. **Material e Métodos:** Dez mandíbulas foram submetidas à TCFC seguindo dois protocolos de voxel, 0,2 e 0,4 mm, do aparelho i-CAT Classic. Dez medidas lineares foram realizadas 2 vezes, por 2 examinadores independentes, previamente calibrados, nos cortes multiplanares e nas reformatações 3D no programa Dolphin®. As medidas físicas foram realizadas com um paquímetro digital diretamente nas mandíbulas. Análise de variância para medidas repetidas (ANOVA), coeficiente de correlação intraclasse e o teste de Bland-Altman foram utilizados para avaliar a precisão e a acurácia ($p < 0,05$). **Resultados:** Excelente precisão intra e boa precisão interexaminadores foi encontrada para todas as variáveis, com exceção da largura interforame mental entre os dois examinadores nas reformatação 3D. As mensurações realizadas nos cortes multiplanares apresentaram maior acurácia que as mensurações nas reformatações 3D, em relação às medidas físicas. **Conclusão:** As imagens nos cortes multiplanares em TCFC nos dois protocolos de voxel podem ser utilizadas com precisão e acurácia para a obtenção de medidas lineares quando comparadas com às 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. 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.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada de feixe cônico. Ortodontia. Mandíbula.

Abstract

ABSTRACT

Accuracy and reliability of mandibular linear measurements on 3D CBCT images with different voxel sizes

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 voxel sizes.

Methods: Ten dry human mandibles were scanned at voxel sizes of 0.2 and 0.4 mm. Craniometric anatomical landmarks were identified on the multiplanar reconstructed and on volume rendering images that were generated by the software Dolphin®, independently, by two operators twice. Subsequently, physical measurements were made using a digital caliper. Analysis of variance for repeated measures (ANOVA), Intraclass correlation (ICC) and Bland–Altman were used for evaluating accuracy and reliability ($p < 0.05$). **Results:** Excellent intrarater and good interobserver reliability values were found for linear measurements from CBCT images, with only one exception, interforame width, between observers in volume rendering images. Measurements performed on multiplanar reconstructed images were more accurate than the measurements in volume rendering compared to the gold standard. **Conclusion:** Linear measurements on multiplanar images of 0.2 and 0.4-voxel are reliable and accurate when compared with direct caliper measurements. Caution should be taken in the volume rendering measurements, because the measurements were reliable, but not accurate for all variables. A protocol with less exposure, without compromising the diagnosis becomes feasible, because an increased voxel resolution did not result in greater accuracy of the measurements and potentially provides increased patient radiation exposure.

Key words: Cone-Beam Computed Tomography. Orthodontics. Mandible.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Ilustração esquemática dos conceitos de precisão e acurácia. (Epidemiologia e Bioestatística na Pesquisa Odontológica, Atheneu, 2006).....	38
Figura 2 - Pontos mandibulares.....	54
Figura 3 - A) Paquímetro digital utilizado. B) Medida da distância intercoronóide.....	56
Figura 4 - Posicionamento para aquisição da imagem.	57
Figura 5 - Programa Dolphin®. Cortes multiplanares e reformatação 3D.....	58
Figura 6 - Identificação do ponto coronóide.....	60
Figura 7 - Identificação do ponto forame mental.	61
Figura 8 - Identificação do ponto lateral da cabeça da mandíbula.	62
Figura 9 - Identificação do ponto medial da cabeça da mandíbula.....	63
Figura 10 - Distância intercoronóide nos cortes multiplanares.	64
Figura 11 - A) Linha gerada para mensuração da distância interforame mental. B) Linha posicionada sobre os pontos.	65
Figura 12 - Gráfico de Bland-Altman para variável 10 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.....	87
Figura 13 - Gráfico de Bland-Altman para variável 5 nos cortes multiplanares para o examinador 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.....	89
Figura 14 - Gráfico de Bland-Altman para variável 8 nos cortes multiplanares para o examinador 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.....	90

Figura 15 -	Gráfico de Bland-Altman para variável 3 na reformatação 3D para o examinador 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 16 -	Gráfico de Bland-Altman para variável 5 nos cortes multiplanares para o examinador 2. 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
Figura 17 -	Gráfico de Bland-Altman para variável 9 na reformatação 3D para o examinador 2. 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.....	93
Figura 18 -	Gráfico de Bland-Altman para variável 7 nos cortes multiplanares (0,4 voxel). A) Gráfico de dispersão entre os examinadores e B) Diferença e média entre os examinadores. LSC: limite superior de concordância; LIC: limite inferior de concordância.	95
Figura 19 -	Gráfico de Bland-Altman para variável 2 na reformatação 3D (0,2 voxel). A) Gráfico de dispersão entre os examinadores e B) Diferença e média entre os examinadores. LSC: limite superior de concordância; LIC: limite inferior de concordância.	96
Figura 20 -	Gráfico de Bland-Altman para variável 3 na reformatação 3D (0,2 voxel). A) Gráfico de dispersão entre os examinadores e B) Diferença e média entre os examinadores. LSC: limite superior de concordância; LIC: limite inferior de concordância.	96
Figura 21 -	Gráfico de Bland-Altman para variável 5 na reformatação 3D (0,2 voxel). A) Gráfico de dispersão entre os examinadores e B) Diferença e média entre os examinadores. LSC: limite superior de concordância; LIC: limite inferior de concordância.	96

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Precisão intra-examinador para as medidas físicas. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI).	71
Tabela 2 - Precisão intra-examinador (Examinador 1) para as medidas realizadas nos cortes multiplanares na TCFC. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI).	72
Tabela 3 - Precisão intra-examinador (Examinador 1) para as medidas realizadas nas reformatações 3D. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI).....	72
Tabela 4 - Precisão intra-examinador (Examinador 2) para as medidas realizadas nos cortes multiplanares na TCFC. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI).	73
Tabela 5 - Precisão intra-examinador (Examinador 2) para as medidas realizadas nas reformatações 3D. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI).....	73
Tabela 6 - Precisão interexaminador para as medidas realizadas nos cortes multiplanares na TCFC. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI).	75
Tabela 7 - Precisão interexaminador para as medidas realizadas nas reformatações 3D. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI).	75
Tabela 8 - Média (mm) e desvio padrão (DP) das medidas lineares no padrão-ouro (medidas físicas) e nos cortes multiplanares e na reformatação 3D na TCFC nos diferentes voxel. (Anova para medidas repetidas, seguido do teste de Dunnett).	77

Tabela 9-	Diferenças absolutas (mm) e percentuais (%) para a comparação entre as medidas em TCFC e no padrão-ouro.....	77
Tabela 10 -	Média (mm) e desvio padrão (DP) das medidas lineares nos cortes multiplanares e na reformatação 3D na TCFC nos diferentes voxel. (Anova para medidas repetidas a 2 critérios, seguido do teste de Tukey 2D-3D).	78

- QUADROS

Quadro 1 -	Artigos seleccionados para a revisão.....	39
Quadro 2 -	Comparação entre as mensurações.	68

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	25
2 REVISÃO DE LITERATURA	29
2.1 A UTILIZAÇÃO DA TCFC	31
2.2 PESQUISAS EM TCFC	33
2.2.1 APLICAÇÃO DA TCFC NA ORTODONTIA.....	35
2.2.2 PRECISÃO E ACURÁCIA DAS MEDIDAS LINEARES EM TCFC	37
2.3 FATORES ASSOCIADOS À DOSE DE RADIAÇÃO	44
2.3.1 Variação do valor do voxel	44
3 PROPOSIÇÃO	47
4 MATERIAL E MÉTODOS	51
4.1 MATERIAL	53
4.1.1 AMOSTRA.....	53
4.2 MÉTODOS	53
4.2.1 PONTOS MANDIBULARES	53
4.2.2 MEDIDAS LINEARES	55
4.2.3 OBTENÇÃO DO PADRÃO-OURO	56
4.2.4 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO	56
4.2.5 PROCESSAMENTO E REFORMATAÇÕES DAS IMAGENS.....	57
4.2.6 OBTENÇÃO DAS MEDIDAS TOMOGRÁFICAS NO PROGRAMA DOLPHIN®	58
4.2.6.1 Padronização do posicionamento das imagens	59
4.2.7 SELEÇÃO DAS IMAGENS PARA IDENTIFICAÇÃO DOS PONTOS E MENSURAÇÃO NA TCFC	59
4.2.8 MENSURAÇÃO NOS CORTES MULTIPLANARES	64
4.2.9 MENSURAÇÃO NA REFORMATACÃO 3D	65

4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA	66
4.3.1 Cálculo Amostral	66
4.3.2 Teste de normalidade	66
4.3.3 Análises estatísticas entre os grupos	66
5 RESULTADOS.....	69
5.1 PRECISÃO	71
5.2 ACURÁCIA.....	76
6 DISCUSSÃO	79
6.1 A AMOSTRA	81
6.2 A METODOLOGIA	81
6.3 OS RESULTADOS.....	85
6.3.1 PRECISÃO	85
6.3.1.1 PRECISÃO INTRA-EXAMINADOR	86
6.3.1.2 PRECISÃO INTEREXAMINADOR	94
6.3.2 ACURÁCIA.....	98
7 CONCLUSÕES	105
REFERÊNCIAS.....	109
ANEXO.....	125

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

Para se atingir o sucesso de um tratamento ortodôntico, dentre outros fatores, o diagnóstico e o planejamento devem ser criteriosamente executados. Durante a última década, a Ortodontia ampliou suas potencialidades de diagnóstico e a capacidade de delinear um prognóstico mais realista com a introdução da Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) (GARIB *et al.*, 2007). A evolução das imagens como ferramenta de diagnóstico mudou os limites da movimentação ortodôntica e alterou os planejamentos, oferecendo mais opções de tratamento ao paciente. A TCFC tem sido amplamente utilizada (SUKOVIC, 2003; CAVALCANTI, M. G.; ROCHA; VANNIER, 2004; NAITOH *et al.*, 2004; SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006; ACCORSI, 2007; MOREIRA, C.R., 2009), pois é um método de diagnóstico por imagem que utiliza a radiação X e permite obter a reprodução de uma secção do corpo humano em quaisquer uns dos três planos do espaço (GARIB *et al.*, 2007).

Atualmente, as aplicações na Ortodontia mais utilizadas são: avaliação do posicionamento tridimensional de dentes retidos e sua relação com os dentes e estruturas vizinhas (ERICSON, S.; KUROL, J., 2000; ERICSON, S.; KUROL, P.J., 2000; NAKAJIMA *et al.*, 2005; WALKER; ENCISO; MAH, 2005; BJERKLIN; ERICSON, 2006) avaliação do grau de reabsorção radicular de dentes adjacentes a caninos retidos (ERICSON, S.; KUROL, J., 2000; ERICSON, S.; KUROL, P.J., 2000; BJERKLIN; ERICSON, 2006); visualização das tábuas ósseas vestibular e lingual e sua remodelação após movimentação dentária (FUHRMANN, R.A.W., 2002; SARIKAYA *et al.*, 2002; GARIB *et al.*, 2006); avaliação das dimensões transversas das bases apicais (GARIB *et al.*, 2005), (PODESSER *et al.*, 2004; GAUTHIER *et al.*, 2011); dimensões das vias aéreas superiores (GARIB *et al.*, 2005; YAMASHINA *et al.*, 2008; ABOUDARA *et al.*, 2009; EL; PALOMO, 2010); avaliação da movimentação dentária para região de osso atrésico (GUNDUZ *et al.*, 2004) ou com invaginação do seio maxilar (FUHRMANN, R.; BUCKER; DIEDRICH, 1997); avaliação de defeitos e enxerto ósseo na região de fissuras labiopalatais (HAMADA *et al.*, 2005) e análise quantitativa e qualitativa do osso alveolar para instalação de

dispositivos de ancoragem esquelética (BAUMGAERTEL; HANS, 2009; FAYED; PAZERA; KATSAROS, 2010).

A Cefalometria, com medidas lineares em TCFC, tem sido estudada e análises craniométricas propostas, porém as estruturas anatômicas e os critérios para o plano de tratamento ainda não foram bem definidos (PINSKY *et al.*, 2006; LAGRAVERE *et al.*, 2008; STRATEMANN *et al.*, 2008; MOREIRA, C.R., 2009; SWENNEN *et al.*, 2009). Estudos comprovando a precisão e a acurácia obtidas por meio da TCFC nos cortes multiplanares e na reformatação tridimensional (3D) são insuficientes e maiores esclarecimentos são necessários para que esse método de diagnóstico possa ser utilizado.

Além disso, muitos questionamentos e controvérsias sobre a utilização da TCFC na Ortodontia, principalmente para Cefalometria, estão surgindo, especialmente sobre a dose de radiação (BOGDANICH; MCGINTY, 2010). Em virtude dessas dúvidas, torna-se importante conhecer e elucidar as possibilidades de minimizar esses efeitos controversos e a relação de custo-benefício desses exames para os pacientes. O tamanho do voxel é um dos fatores que está relacionado ao aumento ou diminuição da dose de radiação (FARMAN; SCARFE, 2006; FOURIE *et al.*, 2010; HASSAN *et al.*, 2010) e precisa ser estudado, pois poucos estudos foram realizados visando identificar qual seria o melhor protocolo de tamanho de voxel para mensurações de medidas lineares.

Por ser um método recente e ainda questionado, este estudo teve como objetivo avaliar a precisão e a acurácia de medidas lineares da mandíbula obtidas por meio da TCFC nos cortes multiplanares e na reformatação 3D, e verificar se o valor do voxel influencia clinicamente as mensurações.

2 Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

A revisão de literatura foi desenvolvida de forma a abranger os principais fatores relacionados à utilização da TCFC em Ortodontia. Entretanto, devido à recente introdução desse método complementar de diagnóstico, considerou-se de extrema importância incluir a descrição de tópicos que esclarecessem a sua evolução, suas características e aplicações clínicas.

2.1 A UTILIZAÇÃO DA TCFC

O diagnóstico do complexo craniofacial, nos últimos anos, sofreu alterações devido ao aumento das inovações e do constante ganho com a tecnologia. O maior progresso ocorreu com a introdução da TCFC na década de noventa(KAU *et al.*, 2009), simultaneamente por Mozzo *et al.*(1998) na Itália e Arai *et al.*(1999) no Japão. Desde então, surgiu uma explosão de interesse nessa nova técnica de imagem para avaliação do complexo craniofacial por diferentes grupos de pesquisadores(DE VOS; CASSELMAN; SWENNEN, 2009).

Essa técnica surgiu em resposta a grande demanda por tecnologia que pudesse fornecer tridimensionalmente as estruturas do complexo craniofacial, com custo mais baixo, doses de radiação mais baixas, aquisição da imagem mais fácil; maior acurácia; redução de artefato; menores doses de radiação; tempo de escaneamento mais rápido e melhor custo-benefício que as tomografias computadorizadas (TC) convencionais usadas em Medicina(SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006; GARIB *et al.*, 2007; SCARFE; FARMAN, 2008; TYNDALL; RATHORE, 2008).

A TCFC é um método de diagnóstico por imagem que utiliza a radiação X e permite a obtenção da reprodução de uma secção do corpo humano em quaisquer uns dos três planos do espaço(GARIB *et al.*, 2007). Esses planos são utilizados como pontos de referência para descrever a posição e a direção das estruturas. Diferentemente das radiografias convencionais, que projetam em um só plano todas as estruturas radiografadas, a TCFC evidencia ainda as relações estruturais em profundidade do corpo humano(GARIB *et al.*, 2007). A TCFC permite enxergar todas

as estruturas em camadas e favorece a delimitação de irregularidades tridimensionalmente, principalmente dos tecidos mineralizados, com uma definição admirável(PARKS, 2000).

Uma imagem em 3D mostra também as assimetrias do terço médio da face e a base craniana, de difícil observação com a radiografia convencional. O conceito fundamental da reformatação em 3D é que ela resulta de um volume que pode ser reformatado, provendo infinitas perspectivas. Dessa forma, medidas craniométricas a partir da TCFC, são ferramentas poderosas de diagnóstico com diversas vantagens, como uma avaliação volumétrica dos tecidos da cabeça, em tamanho real e sem nenhuma sobreposição de estruturas anatômicas, imitando a anatomia do corpo humano em forma de imagem(GARIB *et al.*, 2007; CAVALCANTI, M.G., 2010).

Os aparelhos atuais de TCFC são semelhantes aos aparelhos de radiografia panorâmica, e na maioria das vezes, o paciente é posicionado sentado. Este aparelho possui dois componentes principais, posicionados em extremos opostos da cabeça do paciente: a fonte ou tubo de raios X, responsável por emitir um feixe em forma de cone, e um detector de raios X. Este sistema realiza somente um giro de 360 graus em torno da cabeça do paciente, que está apoiada em um suporte para não ocorrer movimentação. A cada grau (geralmente 1 grau), o aparelho adquire uma imagem base da cabeça do paciente, sob diferentes ângulos ou perspectivas(GARIB *et al.*, 2007; CAVALCANTI, M.G., 2010).

Ao final, as imagens bases são reformatadas e com isso uma imagem volumétrica tridimensional é gerada, por meio de um *software* específico, que possui um sofisticado programa de algoritmos, instalado em um computador convencional ligado ao tomógrafo. O exame tem duração de 10 a 70 segundos (uma volta completa do sistema), porém o tempo de exposição efetivo aos raios X fica entre 3 a 6 segundos(GARIB *et al.*, 2007; CAVALCANTI, M.G., 2010).

Os programas de TCFC permitem a reformatação dos cortes multiplanares, que constitui a capacidade de processar imagens axiais, coronais, sagitais e parassagitais. Alguns programas ainda permitem as reformatações panorâmicas, cefalométricas, em norma lateral e frontal, e tridimensionais (GARIB *et al.*, 2007; CAVALCANTI, M.G., 2010). Por essas inúmeras vantagens e pela qualidade das imagens, a TCFC tem se desenvolvido no cenário da Odontologia, principalmente nas áreas de Implantodontia, Diagnóstico Bucal, Cirurgia e Ortodontia.

2.2 PESQUISAS EM TCFC

O número de aparelhos e *softwares* que utilizam a TCFC aumentou rapidamente e torna-se necessário conhecer com veemência essas novas características desse método complementar de diagnóstico. Com o advento da tomografia computadorizada, medidas mais reais puderam ser obtidas em uma reconstrução em 3D. A imagem espacial das estruturas craniofaciais pode ser produzida e as estruturas internas serem observadas independentemente das estruturas externas (FERNANDES *et al.*, 2010).

Para conhecer qual a real consideração dada à descrição dos estudos em TCFC em artigos publicados na mais conceituada base de dados (Pubmed), uma vasta revisão de literatura foi realizada. O propósito desta revisão foi apresentar os artigos, baseado em evidências científicas, do que existe na literatura sobre esse tema, principalmente, sobre a precisão e acurácia em TCFC na área da Odontologia.

Foi realizada também uma busca manual nas referências bibliográficas de outros artigos conhecida como “hand search”. Os unitermos ou palavras chaves utilizadas foram escolhidos com auxílio de uma bibliotecária experiente.

Base de dados	Estratégia de Busca	Resultado
PubMed	(CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY AND (RELIABILITY OR Reproducibility OR Reliabilities OR Validity OR Validities)) OR (cone beam computed tomography AND ACCURACY)	199
Total de artigos encontrados sobres os tópicos específicos		
Precisão e/ou acurácia de medidas lineares		15
Voxel		5

A revisão realizada utilizando os unitermos adequados encontrou 199 artigos na busca realizada em 9 de junho de 2011. Desses artigos, selecionou-se os artigos que estudaram especificamente a precisão e acurácia de medidas lineares em relação as medidas reais associado ou não ao tamanho do voxel.

Quinze artigos foram encontrados, sendo que apenas 5 avaliaram a influência do voxel nessas mensurações. Esses artigos serão descritos no tópico precisão e

acurácia das medidas lineares em TCFC mais detalhadamente para que se possa entender o contexto que esta pesquisa foi realizada.

Além disso, foi possível observar que muitos pesquisadores realizaram trabalhos para sanar dúvidas e facilitar a utilização da TCFC em diversas áreas da Odontologia com os seguintes temas:

- Avaliação da presença de lesões cariosas(SENEL *et al.*, 2010; ZHANG *et al.*, 2011);
 - Diagnóstico de cálculo salivar(DREISEIDLER *et al.*, 2010) e granuloma(ROSENBERG *et al.*, 2010);
 - Avaliação da anatomia da polpa dentária(BLATTNER *et al.*, 2010; MICHETTI *et al.*, 2010; NEELAKANTAN; SUBBARAO; SUBBARAO, 2010);
 - Avaliação do espaço(AL-EKRISH; EKRAM, 2011) e da qualidade do osso para colocação de implantes e utilização de guias cirúrgicos a partir da TCFC(CHAN; MISCH; WANG, 2010; WORTHINGTON; RUBENSTEIN; HATCHER, 2010; LUK *et al.*, 2011);
 - Avaliação de fratura dentária(MELO *et al.*, 2010; VARSHOSAZ *et al.*, 2010; OZER, 2011);
 - Avaliação do posicionamento de dentes posteriores(KIM *et al.*, 2010), principalmente dos terceiros molares, em relação ao canal mandibular(KAMBUROGLU *et al.*, 2009; SUOMALAINEN *et al.*, 2010);
 - Avaliação da presença de lesões de furca(WALTER; WEIGER; ZITZMANN, 2010), lesões periapicais(HISHIKAWA *et al.*, 2010; KAMBUROGLU *et al.*, 2010), defeitos ósseos(KAYIPMAZ *et al.*, 2011) e reabsorções(KAMBUROGLU; KURSUN, 2010; DURACK *et al.*, 2011);
 - Comparação com outros exames, como tomografias médicas(SIRIN *et al.*, 2010), radiografia panorâmica(ALQERBAN *et al.*, 2011), telerradiografia(DELAMARE *et al.*, 2010; FARRONATO *et al.*, 2010; LAGRAVERE *et al.*, 2010; GRIBEL *et al.*, 2011b) radiografias frontais(VAN VLIJMEN *et al.*, 2009) e radiografias periapicais(VARSHOSAZ *et al.*, 2010; DURACK *et al.*, 2011).
-

2.2.1 APLICAÇÃO DA TC NA ORTODONTIA

Uma ênfase maior na aplicação da TCFC na área de Ortodontia será dada nesse tópico. Com a TCFC como exame auxiliar de diagnóstico, os profissionais tem a possibilidade, em apenas um exame, de obter todas as imagens convencionais bidimensional que compõem a documentação ortodôntica, somadas à visão tridimensional detalhada das estruturas dentofaciais(LAMICHANE *et al.*, 2009).

Todavia, as TC ainda não são o exame complementar mais solicitado dentro da Ortodontia, devido ao custo, a falta de treinamento e aos questionamentos quanto a dose de radiação, mas já está sendo utilizada em vários procedimentos, como já foi citado, de maneira sucinta, anteriormente e evidenciados na revisão bibliográfica:

- Avaliação do posicionamento tridimensional de dentes retidos e sua relação com os dentes e estruturas vizinhas(ERICSON, S.; KUROL, J., 2000; ERICSON, S.; KUROL, P.J., 2000; NAKAJIMA *et al.*, 2005; WALKER; ENCISO; MAH, 2005; BJERKLIN; ERICSON, 2006; SAKABE *et al.*, 2007; ALQERBAN *et al.*, 2009a; HANEY *et al.*, 2010; GUERRERO *et al.*, 2011);
- Avaliação do grau de reabsorção radicular (ERICSON, S.; KUROL, J., 2000; ERICSON, S.; KUROL, P.J., 2000; BJERKLIN; ERICSON, 2006; ALQERBAN *et al.*, 2009a; ALQERBAN *et al.*, 2009b; HANEY *et al.*, 2010; ALQERBAN *et al.*, 2011; DURACK *et al.*, 2011);
- Visualização das tábuas ósseas vestibular e lingual e sua remodelação após movimentação dentária(FUHRMANN, R.A.W., 2002; SARIKAYA *et al.*, 2002; GARIB *et al.*, 2006; LEUNG *et al.*, 2010);
- Avaliação das dimensões transversas das bases apicais(GARIB *et al.*, 2005),(PODESSER *et al.*, 2004; GAUTHIER *et al.*, 2011)
- Avaliação das dimensões das vias aéreas superiores(GARIB *et al.*, 2005; YAMASHINA *et al.*, 2008; ABOUDARA *et al.*, 2009; EL; PALOMO, 2010);
- Avaliação da movimentação dentária para região de osso atrésico (rebordo alveolar pouco espesso na direção vestibulolingual)(GUNDUZ *et al.*, 2004) ou com invaginação do seio maxilar(FUHRMANN, R.; BUCKER; DIEDRICH, 1997);

- Avaliação de defeitos e enxerto ósseo na região de fissuras labiopalatais(HAMADA *et al.*, 2005);
- Avaliação de alterações na cabeça da mandíbula(HONDA *et al.*, 2006; HONEY *et al.*, 2007; CEVIDANES *et al.*, 2010; MARQUES *et al.*, 2010), morfologia e posicionamento da cabeça da mandíbula(HILGERS *et al.*, 2005; HINTZE; WIESE; WENZEL, 2007; IKEDA; KAWAMURA, 2009) e estruturas adjacentes(HONDA *et al.*, 2004) em pacientes submetidos a cirurgia ortognática(DRAENERT *et al.*, 2010);
- Simulação da cirúrgica ortognática em 3D (TUCKER *et al.*, 2010) e predição dos resultados do tecido mole(BIANCHI *et al.*, 2010) e alterações ocorridas(CEVIDANES *et al.*, 2005);
- Avaliação da angulação mesio distal das raízes em reconstruções panorâmicas geradas pela TCFC(PECK *et al.*, 2007; VAN ELSLANDE *et al.*, 2010);
- Análise quantitativa e qualitativa do osso alveolar para colocação de mini implantes de ancoragem ortodôntica(BAUMGAERTEL; HANS, 2009; FAYED; PAZERA; KATSAROS, 2010)

Trabalhos recentes enfatizaram a importância da TCFC no diagnóstico ortodôntico, uma vez que permite ao clínico uma imagem em 3D com precisão do posicionamento e condições das estruturas dentárias(DUDIC *et al.*, 2009; MERRETT; DRAGE; DURNING, 2009). Além disso, conseguem minimizar grande parte das limitações que a Cefalometria em radiografias convencionais apresentam, como: erros inerentes a técnica nas radiografias convencionais(MERRETT; DRAGE; DURNING, 2009) como alterações verticais e horizontais da imagem devido a distância do filme e a fonte de raios X; sobreposição imperfeita dos lados direito e esquerdo; imprecisões no local de referência e identificação dos pontos; erros nas análises cefalométricas devido a coleta manual dos dados e calibração inconsistente dos aparelhos de radiografia(BAUMRIND; FRANTZ, 1971; LAMICHANE *et al.*, 2009) e conseguem um diagnóstico mais exato quanto a necessidade ou não de interrupção da movimentação dentária devido às reabsorções severas(DUDIC *et al.*, 2008; DUDIC *et al.*, 2009). Todavia, ainda existem muitas controvérsias e novos estudos, com embasamento científico, são necessários para verificar a efetividade

desse novo método de diagnóstico em diferentes áreas de aplicação(GUERRERO *et al.*, 2011).

Medidas lineares em TCFC têm sido estudadas e análises craniométricas propostas, porém as estruturas anatômicas e os critérios para o plano de tratamento precisam ser definidos(PINSKY *et al.*, 2006; MOSHIRI *et al.*, 2007; LAGRAVERE *et al.*, 2008; PERIAGO *et al.*, 2008). Nesse contexto, a preocupação com a utilização da TCFC, está sendo questionada(BOGDANICH; MCGINTY, 2010) e métodos para minimizar as contraindicações são imprescindíveis e maiores esclarecimentos ainda são necessários.

2.2.2 PRECISÃO E ACURÁCIA DAS MEDIDAS LINEARES EM TCFC

A avaliação da precisão e acurácia de medidas lineares em TCFC é imprescindível para que esse exame possa ser utilizado 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. 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).

A precisão tem influência significativa no poder de um estudo. 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. 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).

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; TANGUAY; DEMIRJIAN, 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 esquematicamente as possibilidades que as variáveis podem apresentar em relação a precisão e acurácia.

Figura 1 - Ilustração esquemática dos conceitos de precisão e acurácia. (Epidemiologia e Bioestatística na Pesquisa Odontológica, Atheneu, 2006).

Após a elucidação do que realmente significa precisão e acurácia, os artigos incluídos na revisão específica que abordaram os temas precisão, acurácia e /ou tamanho de voxel para medidas lineares serão apresentados no quadro a seguir:

Artigo	Ano de publicação	Temas		
		Precisão	Acurácia	Voxel
Tomasi et. al (2011)	2011	x	x	
Tsutsumi et. al. (2011)	2011		x	
Sun et al. (2011)	2011	x	x	x
Gribel et al.(2011a)	2011	x	x	
Razavi et al.(2010)	2010	x	x	x
Sherrard et al.(2010)	2010	x	x	x
Damstra et al.(2010)	2010	x	x	x
Lund, Gröndahl, Gröndahl(2009)	2009	x	x	
Baumgaertel et al.(2009)	2009	x	x	
Berco et al.(2009)	2009	x	x	
Moreira et al.(2009)	2009	x	x	
Brown et al.(2009)	2009	x	x	x
Hassan, van der Stelt, Sanderink(2009)	2009		x	
Periago et al.(2008)	2008	x	x	
Stratemann et al.(2008)	2008	x	x	

Quadro 1 – Artigos selecionados para a revisão.

Em todos os artigos selecionados, a precisão e/ou acurácia foram avaliados. Normalmente os estudos realizam o erro do método ou comparam as mensurações entre os avaliadores, porém algumas vezes não utilizam o termo precisão propriamente dito. Nessa revisão, para facilitar o entendimento e padronização será utilizado o termo precisão.

A precisão e acurácia das medidas de espessura do osso alveolar quando os valores são próximos ou menores que o tamanho do voxel da TCFC foram estudados em animais(RAZAVI et al., 2010; SUN et al., 2011) utilizando diferentes tomógrafos. Os resultados demonstraram boa a excelente precisão em ambos os estudos. Todavia, Sun et. al. (2011) encontraram que quando a espessura do osso alveolar é maior que o tamanho do voxel (0,4 mm), as mensurações são susceptíveis a serem superestimada em 0,5 a 1 mm e quando próxima ou menor que o tamanho do voxel tendem a ser subestimadas em 0,9 a 1,2 mm. Finalizaram o trabalho concluindo que a diminuição do tamanho do voxel de 0,4 para 0,25 mm pode melhorar a acurácia dessas medidas quando se utiliza o tomógrafo iCAT (Imaging Science International, Hatfield, Pa)(SUN et al., 2011). No estudo de Razavi et al.(2010), os autores compararam a precisão e acurácia de dois tomógrafos (i-CAT NG® e Accuitomo 3D60 FPD®) com diferentes tamanhos de voxel (0,3 mm e

0,125 mm, respectivamente). Os autores concluíram também que com um tamanho de voxel menor, melhor acurácia é obtida quando avaliado distancia lineares pequenas como o osso alveolar ao redor de implantes. Porém, não creditaram essa melhor acurácia somente ao tamanho do voxel, citaram que o tomógrafo Accuitomo 3D60 FPD® apresenta melhor resolução de imagem que facilitou a mensuração do osso alveolar (RAZAVI *et al.*, 2010).

Tsutsumi *et. al.* (2011) utilizaram fantoma para verificar a precisão e acurácia de medidas pequenas. Enfatizaram que a precisão das medidas lineares em TCFC é excelente quando se realiza mensurações no sentido longitudinal. As distâncias foram ligeiramente superestimadas no sentido horizontal, perto do centro do fantoma e os autores acreditam que maior atenção deverá ser tomada para a colocação de implantes adjacentes a estruturas vitais no sentido horizontal.

A acurácia e a precisão do comprimento e da raiz de dentes na TCFC foram analisadas em três diferentes tamanhos de voxel (0,2 ; 0,3 e 0,4 mm) utilizando o tomógrafo i-CAT (Imaging Sciences International, Hatfield, Pa) e o *software* Dolphin® (Dolphin 10.5, Imaging Systems, Chatsworth, Calif). Comparou-se radiografias periapicais, as tomografias nos cortes multiplanares e o tamanho real dos dentes medidos com paquímetro. Não encontraram diferença estatisticamente significativa entre os tamanhos de voxel e as radiografias periapicais foram consideradas menos acuradas que as TCFC(SHERRARD *et al.*, 2010).

A precisão e acurácia de medidas lineares também já foi questionada quando se avalia o posicionamento da cabeça do paciente durante a aquisição do exame e já foi estudado por Lund, Gröndahl, Gröndahl(2009) que avaliaram o posicionamento de um fantoma com pontos metálicos durante a aquisição da imagem no tomógrafo Accuitomo®. Os autores posicionaram o fantoma 10 mm mais próximo do tubo de raios X em um dos grupos e no outro grupo inclinaram o fantoma em 20°. Os autores encontraram que as alterações realizadas neste estudo não influenciaram as mensurações das medidas lineares e alta precisão e acurácia foram obtidas.

Um estudo semelhante foi realizado com crânios para avaliar a acurácia de medidas lineares quando a aquisição é feita com a cabeça na posição “ideal”, com o plano de Frankfurt paralelo ao solo, e quando a cabeça é inclinada em 15 a 18° durante a aquisição da imagem na TCFC (NewTom 3G, Quantitative Radiology, Verona, Itália). As medidas foram realizadas nas reconstruções tridimensionais, nos cortes multiplanares e nas radiografias laterais e pósterio-anteriores geradas pelo

software Amira (Amira v.4.2, Mercury Computer Systems, Chelmsford, Massachusetts, EUA). Os resultados evidenciaram que as reformatações em 3D se aproximaram mais dos valores das medidas físicas, independente do posicionamento da cabeça, que as medidas nos cortes multiplanares e nas radiografias. Além disso, uma pequena influência do posicionamento da cabeça ocorre quando é feita a projeção das imagens para gerar as radiografias a partir das TCFC. Em virtude dos resultados encontrados, concluíram que as reformatações tridimensionais são acuradas e não sofrem alterações quando há variação no posicionamento da cabeça (HASSAN; VAN DER STELT; SANDERINK, 2009).

Tomasi et al. realizaram estudo semelhante, alterando o posicionamento da mandíbula em 0 e 45°, durante o exame de TCFC (Planmeca Promax 3D) para avaliar, também, a precisão e acurácia de medidas lineares em 1 mandíbula. Alta precisão e acurácia foi encontrada nas medidas avaliadas. Esses autores ainda constataram que a experiência dos profissionais não influenciou os resultados e creditaram esse fato a qualidade da imagem, resolução e contraste, o que facilitou as mensurações independente do avaliador (TOMASI *et al.*, 2011).

A análise dos modelos de gesso é um auxiliar aos profissionais juntamente com as radiografias e fotografias, e facilita o diagnóstico e planejamento ortodôntico. A utilização de modelos ortodônticos em 3D já apresenta algumas vantagens em relação aos modelos convencionais, como espaço para armazenamento dos mesmos, manuseio, facilidade de comunicação com outros profissionais e a facilidade de duplicação. Neste estudo os autores investigaram a precisão e acurácia de medidas lineares relacionadas aos arcos dentários (overbite, overjet, distância intercaninos e intermolares, espaço presente e espaço requerido) nas reconstruções tridimensionais. Alta precisão foi encontrada nas TCFC e diretamente nos crânios. Embora com alta precisão, as mensurações nas TCFC tenderam a subestimar ligeiramente as medidas em relação ao padrão-ouro, mas os autores afirmaram, mesmo assim, que os resultados encontrados suportam que as TCFC podem ser utilizada para análise da dentição (BAUMGAERTEL *et al.*, 2009).

Gribel (2011a) avaliou a precisão e acurácia de medidas craniométricas lineares na TCFC, em cortes multiplanares, em telerradiografias e diretamente no crânio. Utilizaram o tomógrafo iCAT Next Generation (Imaging Sciences International, Hatfield, Pa) e o *software* SimPlant Ortho 2.0 (Materialise Dental, Lueven, Belgium) para as mensurações na TCFC. Os três métodos apresentaram

alta precisão. Porém, os autores concluíram que as mensurações nas TCFC, em um voxel de 0,3 mm, são mais acuradas do que as realizadas nas telerradiografias principalmente por não apresentarem alterações de magnificação.

Brown et al.(2009) realizaram estudo análogo avaliando a precisão e acurácia de medidas lineares na TCFC (i-CAT Classic, Imaging Sciences International), em cortes multiplanares no *software* Dolphin® 3D (V.10, Dolphin Imaging, Chatsworth, Calif), 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). Medidas lineares em reformatações 3D apresentam precisão variável, porém, reduzir o número de projeções de imagens não diminuiu a precisão e além disso o paciente é exposto a menor dose de radiação. Os autores acreditam que as imprecisões encontradas no estudo possam ser devido a não utilização de marcadores hiperdensos (o termo hiperdenso equivale ao radiopaco nas radiografias convencionais) e dificuldade de marcação dos mesmos e não foram intrínsecos a TCFC.

Além da aferição nos cortes multiplanares, estudos recentes estão avaliando as reformatações tridimensionais geradas pelos *softwares*. Esse modelo apresenta as características craniofaciais dos pacientes tridimensional. Periago *et al.*(2008) avaliou medidas cefalométricas nas reformatações tridimensionais geradas pelo *software* Dolphin® 3D (versão 2,3 Dolphin Imaging Sciences, Chatsworth, Calif) em TCFC (Imaging Sciences International, Hatfield, Pa) de 23 crânios e comparou com as medidas físicas. Apesar de algumas medidas não terem sido acuradas, os autores concluíram que a maioria foi considerada clinicamente aceitável.

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: NewTomH QR DVT 9000 (Aperio Inc, Sarasota, FL, USA) e o Hitachi MercuRay (Hitachi Medico Technology, Tokyo, Japão) e utilizaram o *software* Amira (Amira 3.1, Mercury Computer Systems GmbH, Berlin, Alemanha). Ambos os sistemas apresentaram alta acurácia em relação as medidas físicas, com erro relativo (diferença percentual entre a medida física e a medida na TCFC) menor que 1%.

Berco *et al.* (2009) também avaliaram a precisão e acurácia de medidas realizadas nas reformatações tridimensionais geradas pelo *software* Dolphin® (versão 10.1.01.38 Premium, Dolphin Imaging Sciences, Chatsworth, Calif) obtidas

pelo tomógrafo iCAT (Imaging Sciences International, Hatfield, Pa) e compararam com às medidas físicas realizadas diretamente em um crânio. Esses autores utilizaram marcadores hiperdensos e marcaram os pontos diretamente na reformatação tridimensional e utilizaram os cortes multiplanares como auxiliar para identificação dos pontos. Concluíram que o tomógrafo iCAT permite a realização de medidas lineares precisas e confiáveis nas reformatações tridimensionais, com uma precisão limitada, em parte, ao tamanho do voxel e erro do método. A orientação da cabeça durante o exame não influenciou a precisão das medidas e enfatizaram que a TCFC pode ser utilizada com segurança em Ortodontia para o diagnóstico e planejamento.

Moreira *et al.*(2009) avaliaram a precisão e acurácia de medidas lineares e angulares em reformatações tridimensionais no *software* Vitrea *software* 3.8.1 (Vital Images Inc.,Plymouth, MN) dos exames obtidos no tomógrafo i-CAT Cone Beam 3D Dental Imaging System (Imaging Sciences International, Hatfield, PA) de 15 crânios com tamanho de voxel de 0,25 mm. Esses autores também encontraram alta precisão e acurácia das medidas realizadas.

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 mandíbulas no tomógrafo 3D eXam (KaVo Dental GmbH, Bismarckring, Alemanha), em diferentes tamanhos de voxel (0,40 e 0,25 mm), que foram avaliadas no *software* SimPlant Ortho Pro. Marcadores hiperdensos foram utilizados para identificação dos pontos. Alta precisão e acurácia foi encontrada 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.

A grande variabilidade de resultados encontrados na literatura pode ser explicada, ao menos em parte, pelas diferenças nos tomógrafos utilizados para a aquisição das imagens e nos softwares empregados na realização de mensurações. Além disso, cada tomógrafo apresenta características próprias quanto ao posicionamento do paciente, escaneamento e tempo de reconstrução, tipo de detector de imagem, campo de visão, resolução e dose de radiação(BERCO *et al.*, 2009). Em virtude disso, os resultados encontrados nessa revisão de literatura não podem ser extrapolados para todos os tomógrafos e *softwares*, e suportam a

necessidade da realização deste estudo para validação dos instrumentos utilizados nesta pesquisa, visto que apenas 5 artigos avaliaram diferentes tamanhos de voxel.

2.3 FATORES ASSOCIADOS À DOSE DE RADIAÇÃO

De Vos, Casselman, Swennen (2009), realizaram uma revisão sistemática e verificaram que há necessidade de mais estudos que determinem a correta dose de radiação do paciente, além de uma completa orientação relacionadas às propriedades, aparelhos e utilização da TCFC, na especialidade da Ortodontia. Além disso, observaram que existe incoerência e discrepância na forma como muitos autores apresentam as definições, as propriedades dos aparelhos de TCFC e a dose de radiação e alegaram que essa definição imprecisa pode confundir os leitores. Além disso, os autores evidenciaram também que houve inconsistência nos protocolos de aquisição da imagem, o que é crucial, já que o dispositivo utilizado, a qualidade da imagem e a consequente dose de radiação estão intimamente relacionados.

2.3.1 Variação do valor do voxel

A resolução do voxel é um fator que poderia influenciar a precisão das mensurações nos cortes multiplanares e principalmente na reformatação 3D. O volume total da área escaneada apresenta um formato cilíndrico, de tamanho variável, de acordo com a marca do aparelho, e compõe-se unitariamente pelo voxel. O voxel pode ser considerado como pequenos cubos dispostos próximos uns dos outros (DAMSTRA *et al.*, 2010). Na TCFC, o voxel na maioria das vezes é isométrico, ou seja, apresenta altura, largura e profundidade de iguais dimensões (FARMAN; SCARFE, 2006). Cada voxel tem um valor (brilho ou escala de cinza), que representa a densidade de raios X da estrutura correspondente (CAVALCANTI, M.G., 2010).

O tamanho do voxel é de extrema importância em termos de qualidade, escaneamento e reformatações das imagens nas TCFC (KAMBUROGLU *et al.*, 2010). A definição da imagem da TCFC relaciona-se a espessura do voxel, menor

unidade da imagem, que apresenta altura, largura e profundidade, quanto menor a espessura do voxel maior a definição da imagem, porém maior a dose de radiação emitida(FARMAN; SCARFE, 2006). 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. 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 menos ruído, é obtida quando o escaneamento é mais lento e um tamanho de voxel menor é utilizado. Entretanto, a resolução maior, necessita de um maior tempo de varredura, 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). Além disso, o princípio ALARA (As Low As Reasonably Achievable) também deve ser utilizado para prescrição da TCFC(HORNER; ARMITT, 2011).

Alguns autores cientes das possíveis alterações eminentes da variação do tamanho do voxel estudaram a implicação dessa variação na reabsorção interna(KAMBUROGLU *et al.*, 2010); espessura de tecido mole(FOURIE *et al.*, 2010); reabsorção radicular externa(LIEDKE *et al.*, 2009; SHERRARD *et al.*, 2010); alterações alveolares após a expansão rápida da maxila(SUN *et al.*, 2011) e mensurações lineares em modelos 3D com marcadores hiperdensos(DAMSTRA *et al.*, 2010). De uma maneira geral, esses artigos demonstraram que aumentando a resolução, diminuindo o tamanho do voxel submilimetricamente, nem sempre aumenta a precisão e acurácia das variáveis avaliadas. Todavia, os estudos evidenciaram que a acurácia e a precisão pode ser influenciada se a estrutura estudada apresentar uma dimensão muito pequena e a variação do tamanho do voxel for muito grande.

No estudo de Liedke *et al.*(2009) foi avaliada a influência dos diferentes tamanhos de voxel (0,2; 0,3 e 0,4 mm) para diagnóstico da reabsorção externa. Esse estudo evidenciou que independentemente do voxel utilizado, o diagnóstico foi o mesmo. Porém, ressaltaram que um voxel menor (0,2 ou 0,3 mm) facilitou a identificação das lesões e concluíram que para a investigação dessas lesões o protocolo mais indicado é o voxel 0,3 mm, pois tem um desempenho semelhante ao protocolo de 0,2 voxel, mas com um tempo de escaneamento menor e menor tempo de exposição aos raios X.

Alterações alveolares após a expansão rápida da maxila em porcos foram avaliadas em dois protocolos de voxel diferentes (0,25 mm e 0,4 mm). Boa a excelente precisão foi encontrada. Porém, quando a espessura do osso alveolar é próximo ou menor que o tamanho do voxel (0,4 mm) as mensurações foram subestimada em 0,9 a 1,2 mm. Com essas imprecisões, utilizando-se 0,4 mm de resolução de imagens, as perdas alveolares associadas a expansão rápida da maxila podem ser superestimada, pois o osso fica indistinguível do ligamento periodontal. Os autores concluíram que diminuir o tamanho voxel CBCT de 0,4 para 0,25 mm, neste caso facilitará a visualização e mensurações(SUN *et al.*, 2011).

Fraturas verticais dentárias também foram avaliadas em diferentes tamanho de voxel (0,125, 0,2, 0,3, 0,4 mm) e os autores encontraram que as 4 resoluções apresentaram resultados semelhantes no diagnóstico das fraturas. Todavia, a acurácia foi maior e de mais fácil visualização nos voxel 0,125 e 0,2 mm e os autores concluíram que entre esses dois protocolos, o tamanho 0,2 mm seria o mais apropriado pelo menor tempo de escaneamento e dose de radiação mais baixa(OZER, 2011). Além disso, em outro estudo com metodologia semelhante, o tamanho de voxel 0,3 foi considerado inadequado para esse tipo de análise(MELO *et al.*, 2010).

A partir dessa revisão, nota-se na literatura a escassez de estudos em TCFC com diferentes tamanhos de voxel e ainda, que reproduzam condições clínicas de identificação de pontos craniométricos.

3 Proposição₃

3 PROPOSIÇÃO

Comparar a precisão e a acurácia de medidas lineares da mandíbula nos cortes multiplanares e nas reformatações tridimensionais obtidas por meio da TCFC, variando o valor de voxel, com aquelas 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 gênero, em ótimo estado de conservação e sem anomalias congênitas ou quaisquer assimetrias. O cálculo amostral para a diferença entre duas médias foram retirados do estudo de Damstra *et al.*(2010). O resultado mostrou que seriam necessários sete mandíbulas para realização do trabalho com confiabilidade. Essas mandíbulas são pertencentes ao acervo da disciplina de Anatomia da Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

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 201-2009 (Vide anexo A) .

4.2.1 PONTOS MANDIBULARES

Foram selecionados oito pontos da mandíbula (Figura 2) de fácil visualização e demarcação, sendo que a maioria já foi previamente utilizado em outros estudos de tomografia computadorizada(CAVALCANTI, M. G.; ROCHA; VANNIER, 2004;

HILGERS *et al.*, 2005; MOREIRA, C.R., 2009), facilitando futuras comparações, e são eles:

	Ponto (abreviatura)	Localização
1	Coronóide (C ^d)	Ponto localizado no limite superior do processo coronóide (lado direito)
2	Coronóide (C ^e)	Ponto localizado no limite superior do processo coronóide (lado esquerdo)
3	Forame mental (Fm ^d)	Ponto localizado no limite posterior e inferior do forame mental (lado direito)
4	Forame mental (Fm ^e)	Ponto localizado no limite posterior e inferior do forame mental (lado esquerdo)
5	Face lateral da cabeça da mandíbula (FLCm ^d)	Ponto localizado no limite lateral da cabeça da mandíbula (lado direito)
6	Face lateral da cabeça da mandíbula (FLCm ^e)	Ponto localizado no limite lateral da cabeça da mandíbula (lado esquerdo)
7	Face medial da cabeça da mandíbula (FMCm ^d)	Ponto localizado no limite medial da cabeça da mandíbula (lado direito)
8	Face medial da cabeça da mandíbula (FMCm ^e)	Ponto localizado no limite medial da cabeça da mandíbula (lado esquerdo)

Figura 2 - Pontos mandibulares.

4.2.2 MEDIDAS LINEARES

Dez medidas lineares foram realizadas nas imagens da TCFC nos diferentes protocolos de voxel nas reconstruções e diretamente nas mandíbulas:

Variável	Medidas Lineares	Definição
1	$C^d - C^e$	Distância intercoronóide. Distância linear entre os pontos coronóides.
2	$Fm^d - Fm^e$	Largura interforame mental. Distância linear entre os pontos forames mentuais.
3	$C^d - Fm^d$	Distância linear entre o coronóide e o forame mental direito.
4	$C^d - Fm^e$	Distância linear entre o coronóide direito e o forame mental esquerdo.
5	$C^e - Fm^e$	Distância linear entre o coronóide e o forame mental esquerdo.
6	$C^e - Fm^d$	Distância linear entre o coronóide esquerdo e forame mental direito.
7	$FMCm^d - FLCm^d$	Largura da cabeça da mandíbula direita. Distância linear entre os pontos face medial e lateral da cabeça da mandíbula. Maior distância da cabeça da mandíbula.
8	$FMCm^e - FLCm^e$	Largura da cabeça da mandíbula esquerda. Distância linear entre os pontos face medial e lateral da cabeça da mandíbula. Maior distância da cabeça da mandíbula.
9	$FLCm^d - FLCm^e$	Largura intercondilar entre as faces laterais das cabeças das mandíbulas. Máxima distância linear entre as faces laterais da cabeça da mandíbula.
10	$FMCm^d - FMCm^e$	Largura intercondilar entre as faces mediais das cabeças das mandíbulas. Máxima distância linear entre as faces mediais da cabeça da mandíbula.

4.2.3 OBTENÇÃO DO PADRÃO-OURO

O padrão-ouro do estudo foram as medidas físicas obtidas diretamente nas mandíbulas, duas vezes, por um único examinador com intervalo de 15 dias. 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, P.M. *et al.*, 2008) (Figura 3).

Figura 3 - A) Paquímetro digital utilizado. B) Medida da distância intercoronóide.

4.2.4 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO

As imagens das mandíbulas foram obtidas em TCFC utilizando-se o aparelho i-CAT® Classic (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA) do departamento de Estomatologia da Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, com regime de trabalho de 120 kVp, seguindo os seguintes protocolos:

-
1. 8 cm, 20 s, 0,4 voxel (18,45 mAs)
 2. 8 cm, 40 s, 0,2 voxel (36,12 mAs)
-
-

As mandíbulas foram posicionadas no equipamento sobre uma mesa de acrílico com o plano sagital mediano perpendicular ao solo, mantendo um posicionamento similar ao utilizado para os exames em pacientes. As mandíbulas foram colocadas dentro de uma caixa confeccionada com cera utilidade e preenchida com água(HASSAN; VAN DER STELT; SANDERINK, 2009) e detergente para simular a atenuação dos tecidos moles (Figura 4). Além disso, as mandíbulas permaneceram dentro de um recipiente com água durante um dia, antes da aquisição das imagens, para que houvesse o preenchimento com água dos espaços vazios, evitando a formação de bolhas(HASSAN; VAN DER STELT; SANDERINK, 2009).

Figura 4 – Posicionamento para aquisição da imagem.

4.2.5 PROCESSAMENTO E REFORMATAÇÕES DAS IMAGENS

Os dados originais da TCFC foram armazenados em formato digital (DICOM) para possibilitar a revisão de qualquer imagem sem perda de qualidade, permitindo a geração de imagens volumétricas em 3D para processamento, visualização, manipulação e análise a qualquer momento. Posteriormente, esses dados foram transferidos para uma estação de trabalho independente (Satellite, Toshiba A505-

S6975, 512-MB) no formato DICOM (Digital Image and Communication in Medicine). As mensurações nas imagens dos cortes multiplanares e reformatações 3D foram realizadas utilizando o programa Dolphin® (Dolphin Imaging & Management Solutions, Patterson Technology, Chatsworth, CA, EUA).

4.2.6 OBTENÇÃO DAS MEDIDAS TOMOGRÁFICAS NO PROGRAMA DOLPHIN®

O programa Dolphin® permite a observação simultânea dos cortes sagitais, coronais, axiais e da reformatação 3D (modelo tridimensional) como pode ser visualizado na Figura 5. Além disso, possibilita a rotação das imagens e a consequente análise em ângulos diversos. Todos esses recursos foram amplamente utilizados na realização das medidas lineares. Para cada mandíbula, todos os pontos foram localizados durante uma sessão de análise e as medidas resultantes foram obtidas utilizando uma ferramenta do programa.

Figura 5 - Programa Dolphin®. Cortes multiplanares e reformatação 3D.

4.2.6.1 Padronização do posicionamento das imagens

As imagens foram padronizadas realizando-se a orientação, correção da posição da imagem nos diferentes planos, antes de se realizar as mensurações e análises. A referência escolhida para padronizar o plano axial e o plano sagital foi a linha média e a linha entre os forames mentuais direito e esquerdo, fazendo-a coincidir com os planos horizontal e vertical, respectivamente. A referência escolhida para padronizar o plano coronal foi uma linha perpendicular a essas duas outras linhas, concluindo assim, o posicionamento das imagens nos três planos do espaço.

Uma vez definida a posição da mandíbula no aplicativo, as informações ficaram armazenadas e predeterminadas toda vez que era acessado o arquivo. Essa orientação permitiu identificar os pontos, padronizar as avaliações e a comparação.

4.2.7 SELEÇÃO DAS IMAGENS PARA IDENTIFICAÇÃO DOS PONTOS E MENSURAÇÃO NA TCFC

Serão apresentados, a seguir, os pontos com a orientação para localização na imagem tomográfica, as características nos cortes ortogonais e a visualização na reformatação 3D (Figuras 6 a 9).

Os pontos foram identificados e marcados nos planos ortogonais (axial, coronal e sagital). Nem todos os pontos foram visualizados nos três cortes simultaneamente, pois algumas regiões não são visíveis nos três cortes ortogonais ao mesmo tempo. Para checar a localização de um ponto, foi necessário realizar a intersecção das linhas de orientação no corte onde o ponto é mais facilmente identificado. Essa intersecção das linhas de orientação sobre o ponto desejado em um dos cortes permite a identificação do exato local do ponto nos outros cortes.

CORONÓIDE (Figura 6)

Orientação para localização do ponto na TCFC	Mover a linha vertical de orientação da lateral (lado direito ou esquerdo) em direção ao plano sagital mediano até a localização do ponto C no corte sagital
Axial	Ponto médio determinado pela intersecção das linhas nos cortes sagital e coronal
Sagital	Ponto mais superior do processo coronóide
Coronal	Ponto mais superior do processo coronóide

Figura 6 – Identificação do ponto coronóide.

FORAME MENTAL (Figura 7)**Orientação para
localização do ponto
na TCFC**

Mover a linha vertical de orientação no corte sagital de anterior para posterior até a localização do ponto Fm (lado direito ou esquerdo) no corte coronal

Axial

Ponto mais posterior do forame mental

Sagital

Ponto mais posterior do forame mental

Coronal

Ponto mais posterior e inferior do forame mental

Figura 7 – Identificação do ponto forame mental.

PONTO LATERAL DA CABEÇA DA MANDÍBULA (Figura 8)

Orientação para localização do ponto na TCFC	Mover a linha horizontal de orientação no corte sagital inferior para superior até a localização do ponto FLCm no corte axial
Axial	Ponto mais externo da cabeça da mandíbula
Sagital	Ponto médio determinado pela intersecção das linhas n cortes axial e coronal
Coronal	Ponto mais externo da cabeça da mandíbula

Figura 8 – Identificação do ponto lateral da cabeça da mandíbula.

PONTO MEDIAL DA CABEÇA DA MANDÍBULA (Figura 9)**Orientação para
localização do ponto
na TCFC**

Mover a linha horizontal de orientação no corte sagital
de inferior para superior até a localização do ponto
FMCm no corte axial

Axial

Ponto mais interno da cabeça da mandíbula

Sagital

Ponto médio determinado pela intersecção das linhas no
cortes axial e coronal

Coronal

Ponto mais interno da cabeça da mandíbula

Figura 9 – Identificação do ponto medial da cabeça da mandíbula.

4.2.8 MENSURAÇÃO NOS CORTES MULTIPLANARES

Dez medidas lineares em milímetros foram realizadas por dois observadores (TMFF e JA), medindo-se duas vezes cada um, independentemente, com intervalo de 15 dias entre as duas avaliações na TCFC. A partir dos cortes selecionados, foi executada uma ampliação de 400% para facilitar a visualização do local desejado. As medidas lineares foram determinadas automaticamente utilizando uma ferramenta do *software* que mede a distância entre dois pontos (Figura 10).

Figura 10 - Distância intercoronóide nos cortes multiplanares.

4.2.9 MENSURAÇÃO NA REFORMATACÃO 3D

A partir da reformatação 3D gerada pelo próprio *software* foram realizadas as mensurações. Os pontos foram realizados nas reformatações 3D, conferidos nos cortes multiplanares e as mensurações lineares foram determinadas diretamente sobre o modelo 3D utilizando uma ferramenta do *software* que gera uma linha entre dois pontos na reformatação 3D (Figura 11). Para realizar essas medidas lineares, foi necessário gerar essa linha e arrastar sobre os pontos já identificados, pois o *software* não gera automaticamente a mensuração entre dois pontos nas reformatações 3D, diferentemente do que é possível realizar dos cortes multiplanares.

Figura 11 – A) Linha gerada para mensuração da distância interforame mental. B) Linha posicionada sobre os pontos.

4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

4.3.1 Cálculo Amostral

O cálculo do tamanho da amostra para diferença de duas médias 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 em TCFC e físicas, 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).

4.3.2 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 estas variáveis.

4.3.3 Análises estatísticas entre os grupos

Previamente às análises comparativas entre os grupos, realizou-se a estatística descritiva com o intuito de se obter a média, o desvio padrão e o valor mínimo e máximo, das variáveis estudadas.

Precisão

Para aferir a precisão, mediu-se a 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 e Altman(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.

Acurácia

Para aferir a acurácia, a análise dos dados consistiu na comparação entre médias das medidas físicas (padrão-ouro) com as médias obtidas dos dois examinadores na TCFC (Quadro 2) no programa Dolphin® nos protocolos 0,2 e 0,4 voxel. A análise de variância para medidas repetidas (ANOVA) foi utilizada para comparação entre as médias das medidas realizadas pelos examinadores na TCFC e as medidas físicas para cada variável separadamente e o teste de Dunnett para identificar se houve diferença com o padrão.

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 na TCFC menos a medida física.

Erro absoluto: TCFC – Medida física

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

Erro percentual: $\frac{\text{TCFC} - \text{Medida física}}{\text{Medida física}} \times 100$

Para verificar se as mensurações seriam influenciadas pelos diferentes métodos de avaliação e os diferentes protocolos de voxel, aplicou-se o teste de ANOVA a 2 critérios entre os quatro grupos e os dois protocolos de voxel.

Todos os testes estatísticos foram realizados com o programa *Statistica* (Version 7.0; StatSoft Inc., Tulsa, OK, EUA), adotando o valor de $p < 0,05$.

Quadro 2 – Comparação entre as mensurações.

5 Resultados

5 RESULTADOS

Os resultados obtidos estão apresentados nas Tabelas seguintes. Para melhor compreensão, foram divididos em tópicos. A sigla TCFC será utilizada para os cortes multiplanares e a sigla 3D-TCFC é referente as reformatações 3D.

5.1 PRECISÃO

Para medir a precisão das medidas foi verificado o erro absoluto apresentado por cada um dos dois examinadores (erro intra-examinador) e o erro referente à relação existente entre as medidas de ambos (erro interexaminadores).

A) Precisão intra-examinador

Na Tabela 1, em relação ao erro intra-examinador para as medidas físicas, não foi encontrada nenhuma diferença superior a 0,48 mm, (variável 10) com todos os valores das correlações intraclassas muito próximos a 1 e intervalos de confiança muito estreitos, demonstrando uma excelente concordância na obtenção dessas medidas pelo mesmo examinador.

Tabela 1 - Precisão intra-examinador para as medidas físicas. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclassa (CCI).

Medidas físicas						
Variável	1ª Medição	2ª Medição	Bland & Altman			CCI
			Viés médio	DP	Intervalo de Confiança 95%	
1	100,97	101,09	-0,12	0,28	-0,67, 0,44	1
2	49,20	49,14	0,06	0,26	-0,46, 0,57	1
3	76,54	76,31	-0,23	0,31	- 0,84, 0,37	1
4	104,34	104,47	-0,13	0,24	- 0,59, 0,34	1
5	75,08	75,25	-0,17	0,29	-0,73, 0,39	1
6	102,68	102,63	0,05	0,38	-0,69, 0,79	1
7	21,40	21,45	-0,05	0,10	-0,25, 0,14	1
8	21,33	21,40	-0,07	0,22	-0,50, 0,34	0,99
9	124,19	124,31	-0,12	0,38	-0,86, 0,62	1
10	84,11	83,63	0,48	0,68	-0,86, 1,81	0,96
Total			-0,03			0,995

Examinador 1

A precisão para o examinador 1 nos cortes multiplanares e na reformatação 3D nas TCFC foi considerada excelente, com nenhuma diferença superior a 0,40 mm (variável 5/0,2 voxel) e 0,64 mm (variável 3/0,2 voxel), respectivamente. Todos os valores da correlação intraclasse foram acima de 0,93 nos cortes multiplanares e 0,95 na reformatação 3D (Tabelas 2 e 3).

Tabela 2 - Precisão intra-examinador (Examinador 1) para as medidas realizadas nos cortes multiplanares na TCFC. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI).

Variável	TCFC 0,2 voxel						TCFC 0,4 voxel					
	1ª Medição	2ª Medição	Bland & Altman			CCI	1ª Medição	2ª Medição	Bland & Altman			CCI
			Vies médio	DP	Intervalo de Confiança 95%				Vies Médio	DP	Intervalo de Confiança 95%	
1	100,88	100,87	0,01	0,36	-0,69; 0,71	1	100,97	100,98	-0,01	0,15	-0,31; 0,29	1
2	49,34	49,47	-0,13	0,46	-1,03; 0,77	0,99	49,28	49,47	-0,19	0,49	-1,14; 0,76	0,98
3	75,88	75,92	-0,04	1,09	-2,18; 2,10	0,97	75,65	75,34	0,31	0,67	-0,99; 1,61	0,98
4	104,23	104,04	0,19	0,84	-1,46; 1,84	0,99	103,71	103,47	0,24	0,90	-1,53; 2,01	0,97
5	75,31	74,91	0,40	1,22	-2,0; 2,80	0,95	75,19	75,14	0,05	1,40	-2,68; 2,78	0,93
6	102,70	102,58	0,12	1,40	-2,62; 2,86	0,94	102,71	102,75	-0,04	1,13	-2,27; 2,19	0,95
7	20,78	20,81	-0,03	0,39	-0,80; 0,74	0,98	20,73	20,80	-0,07	0,40	-0,84; 0,70	0,98
8	20,76	20,37	0,39	0,44	-0,47; 1,25	0,94	20,14	20,52	-0,38	0,53	-1,42; 0,66	0,93
9	123,44	123,14	0,30	0,38	-0,34; 0,94	0,99	122,95	123,17	-0,22	0,50	-1,22; 0,78	0,99
10	85,03	85,10	-0,07	0,35	-0,76; 0,62	0,99	85,23	85,15	0,08	0,54	-0,98; 1,14	0,98
Total			0,11			0,97			0,02			0,97

Tabela 3 - Precisão intra-examinador (Examinador 1) para as medidas realizadas nas reformatações 3D. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI).

Variável	3D-TCFC 0,2 voxel						3D-TCFC 0,4 voxel					
	1ª Medição	2ª Medição	Bland & Altman			CCI	1ª Medição	2ª Medição	Bland & Altman			CCI
			Vies médio	DP	Intervalo de Confiança 95%				Vies médio	DP	Intervalo de Confiança 95%	
1	101,13	101,01	0,12	0,67	-1,20; 1,44	0,99	101,19	101,01	0,18	0,77	-1,34; 1,70	0,98
2	49,04	48,87	0,17	0,72	-1,25; 1,59	0,96	49,27	49,48	-0,21	0,49	-1,17; 0,75	0,98
3	74,70	74,06	0,64	0,78	-0,90; 2,18	0,98	74,36	74,10	0,26	0,81	-1,32; 1,84	0,98
4	102,99	102,60	0,39	0,67	-0,93; 1,71	0,98	102,98	102,88	0,10	0,70	-1,28; 1,48	0,99
5	73,29	73,25	0,04	1,00	-1,93; 2,01	0,96	73,15	72,89	0,26	1,06	-1,83; 2,35	0,95
6	101,37	101,28	0,09	0,90	-1,67; 1,85	0,97	101,47	101,38	0,09	0,73	-1,35; 1,53	0,98
7	19,59	19,45	0,14	0,28	-0,42; 0,70	0,99	19,81	19,84	-0,03	0,45	-0,91; 0,85	0,98
8	18,75	18,74	0,01	0,35	-0,67; 0,69	0,98	18,75	18,80	-0,05	0,53	-1,10; 1,00	0,95
9	122,67	122,70	-0,03	0,31	-0,65; 0,59	1	122,59	122,74	-0,15	0,70	-1,52; 1,22	0,99
10	84,63	84,85	-0,22	0,35	-0,91; 0,47	0,99	84,29	84,41	-0,12	0,50	-1,11; 0,87	0,99
Total			0,14			0,98			0,03			0,98

Examinador 2

A maior diferença média encontrada nos cortes multiplanares foi de 1,05 mm (variável 5) no grupo com o protocolo de 0,2 voxel. Porém, todos os valores das correlações intraclasse foram acima de 0,91, com exceção da variável 8 no protocolo 0,4 voxel que apresentou o valor de 0,88 (Tabela 4). Nas reformatações 3D nos dois protocolos, uma alta concordância foi encontrada nas correlações intraclasse, variando de 0,90 a 0,99, com as diferenças médias não atingindo valores superiores a 0,78 mm (variável 9) no protocolo 0,4 voxel como pode ser observado na Tabela 5.

Tabela 4 - Precisão intra-examinador (Examinador 2) para as medidas realizadas nos cortes multiplanares na TCFC. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI).

	TCFC 0,2 voxel							TCFC 0,4 voxel					
Variável	1ª Medição	2ª Medição	Bland & Altman			CCI		1ª Medição	2ª Medição	Bland & Altman			CCI
			Vies médi o	DP	Intervalo de Confiança 95%					Vies Médio	DP	Intervalo de Confiança 95%	
1	101,21	101,62	-0,41	0,75	-1,89; 1,07	0,98		100,63	101,31	-0,68	0,75	-2,16; 0,80	0,97
2	48,26	48,56	-0,30	1,18	-2,16; 2,01	0,93		48,40	48,48	-0,08	0,68	-1,41; 1,25	0,97
3	76,81	77,39	-0,58	1,21	-2,95; 1,79	0,95		76,53	77,45	-0,92	0,97	-2,81; 0,97	0,96
4	103,18	103,84	-0,66	0,81	-2,24; 0,92	0,97		103,12	103,93	-0,81	1,27	-3,30; 1,68	0,94
5	75,68	76,73	-1,05	0,90	-2,82; 0,72	0,91		76,08	76,37	-0,29	1,01	-2,27; 1,69	0,95
6	101,91	102,56	-0,65	0,88	-2,36; 1,06	0,96		101,59	102,28	-0,69	0,72	-2,10; 0,72	0,96
7	22,70	22,44	0,26	0,47	-0,66; 1,18	0,97		22,70	22,52	0,18	0,71	-1,22; 1,58	0,95
8	21,97	22,02	-0,05	0,53	-1,08; 0,99	0,95		21,87	21,57	0,30	0,81	-1,29; 1,89	0,88
9	124,86	124,56	-0,30	0,70	-1,09; 1,69	0,98		124,58	124,43	0,15	0,67	-1,15; 1,45	0,99
10	82,91	83,24	-0,33	0,51	-1,34; 0,68	0,98		82,76	83,38	-0,62	0,35	-1,31; 0,07	0,97
Total			-0,41			0,96				-0,35			0,95

Tabela 5 - Precisão intra-examinador (Examinador 2) para as medidas realizadas nas reformatações 3D. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI).

Variável	3D-TCFC 0,2 voxel						3D-TCFC 0,4 voxel						
	1ª Medição	2ª Medição	Bland & Altman			CCI		1ª Medição	2ª Medição	Bland & Altman			CCI
			Vies médio	DP	Intervalo de Confiança 95%					Vies Médio	DP	Intervalo de Confiança 95%	
1	101,26	101,09	0,17	0,87	-1,54; 1,88	0,98		101,48	101,02	0,46	0,73	-0,98; 1,90	0,98
2	45,26	45,47	-0,21	0,82	-1,82; 1,40	0,96		46,12	46,15	-0,03	1,33	-2,63; 2,57	0,92
3	77,04	76,56	0,48	0,92	-1,33; 2,29	0,97		77,00	76,58	0,42	0,75	-1,04; 1,88	0,98
4	102,78	102,68	0,10	0,73	-1,34; 1,54	0,99		103,58	102,95	0,63	0,85	-1,03; 2,29	0,97
5	75,64	75,73	-0,09	0,61	-1,28; 1,10	0,99		75,69	75,28	0,41	0,68	-0,92; 1,74	0,97
6	101,25	101,27	-0,02	0,99	-1,96; 1,92	0,97		101,36	101,30	0,06	1,01	-1,93; 2,05	0,97
7	20,09	19,32	0,77	0,54	-0,29; 1,83	0,90		20,66	19,98	0,68	0,55	-0,40; 1,76	0,92
8	19,84	19,92	-0,08	0,43	-0,93; 0,77	0,98		19,58	19,44	0,14	0,33	-0,50; 0,78	0,98
9	123,15	122,38	0,77	0,53	-0,28; 1,82	0,97		123,20	122,42	0,78	0,53	-0,27; 1,83	0,97
10	83,36	83,44	-0,08	0,35	-0,78; 0,62	0,99		83,15	83,20	-0,05	1,29	-0,62; 0,52	0,99
Total			0,18			0,97				0,35			0,97

B) Precisão interexaminador

A Tabela 6 apresenta valores para o erro interexaminadores nos cortes multiplanares na TCFC, que demonstrou também ser reprodutível, porém com três grandezas apresentando valores de erro (diferença) de 1,77 mm (variável 7); 1,43 mm (variável 8) e 1,99 mm (variável 10), uma correlação intraclass mais baixa 0,69; 0,63 e 0,76, respectivamente, e um intervalo de confiança mais amplo, denotando um certo grau de discordância para estas grandezas no protocolo 0,2 voxel.

De maneira análoga, no protocolo 0,4 voxel, essas três variáveis apresentaram valores de erro maiores do que as outras variáveis, 1,84 mm; 1,39 mm e 2,12 mm, correlação intraclass 0,67; 0,63 e 0,76, respectivamente para variável 7, 8 e 10. Ou seja, entre os dois examinadores, os erros permaneceram em níveis altamente confiáveis, com exceção no valor dessas três grandezas que apresentaram uma precisão mais baixa, porém satisfatória.

De uma maneira geral, as grandezas mensuradas na reformatação 3D apresentaram uma maior variabilidade (Tabela 7). No protocolo 0,2 voxel, 5 variáveis apresentaram uma diferença média mais alta com valores de 3,59 mm (variável 2); 2,42 mm (variável 3); 2,42 mm (variável 5), 1,13 mm (variável 8) e 1,34 (variável 10). Entretanto, dessas 5 variáveis, apenas a variável 2 apresentou uma correlação intraclass baixa (0,26) e um intervalo de confiança muito amplo. Para o protocolo 0,4 voxel as mesmas variáveis apresentaram alteração quanto à precisão interexaminadores, sendo que a variável 2 também apresentou uma correlação intraclass baixa (0,45) com um alto viés (3,25).

Tabela 6 - Precisão interexaminador para as medidas realizadas nos cortes multiplanares na TCFC. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclassa (CCI).

Variável	TCFC 0,2 voxel						TCFC 0,4 voxel					
	Examinador 1	Examinador 2	Bland & Altman			CCI	Examinador 1	Examinador 2	Bland & Altman			CCI
			Vies médio	DP	Intervalo de Confiança 95%				Vies Médio	DP	Intervalo de Confiança 95%	
1	100,88	101,41	-0,54	0,98	-2,46; 1,38	0,96	100,97	100,97	0,00	0,49	-0,95; 0,96	0,99
2	49,41	48,41	1,00	0,61	-0,20; 2,19	0,91	49,38	48,44	0,94	0,54	-0,12; 1,99	0,92
3	75,90	77,10	-1,20	1,18	-3,51; 1,15	0,93	75,50	76,99	-1,49	1,09	-3,63; 0,64	0,90
4	104,14	103,51	0,63	1,05	-1,45; 2,70	0,97	103,59	103,53	0,06	0,80	-1,51; 1,64	0,98
5	75,11	76,20	-1,09	1,34	-3,72; 1,53	0,89	75,16	76,23	-1,07	0,94	-2,91; 0,79	0,92
6	102,64	102,24	0,40	0,60	-0,78; 1,59	0,98	102,73	101,94	-0,79	0,81	-0,79; 2,38	0,95
7	20,80	22,57	-1,77	0,54	-2,83; -0,71	0,69	20,77	22,61	-1,84	0,50	-2,83; -0,86	0,67
8	20,57	22,00	-1,43	0,54	-2,49; -0,36	0,63	20,33	21,72	-1,39	0,63	-2,63; -0,14	0,63
9	123,29	124,71	-1,42	0,55	-2,50; -0,34	0,92	123,06	124,51	-1,45	0,45	-2,34; -0,55	0,93
10	85,07	83,08	1,99	0,46	1,08; 2,89	0,76	85,19	83,07	2,12	0,43	1,27; 2,96	0,76
Total			-0,34			0,86			-0,49			0,87

Tabela 7 - Precisão interexaminador para as medidas realizadas nas reformatações 3D. Teste de Bland e Altman e Coeficiente de Correlação Intraclassa (CCI).

Variável	3D-TCFC 0,2 voxel						3D-TCFC 0,4 voxel					
	Examinador 1	Examinador 2	Bland & Altman			CCI	Examinador 1	Examinador 2	Bland & Altman			CCI
			Média	DP	Intervalo de Confiança 95%				Média	DP	Intervalo de Confiança 95%	
1	101,07	101,18	-0,11	0,88	-1,84; 1,63	0,98	101,10	101,25	-0,15	0,56	-1,25; 0,95	0,99
2	48,96	45,37	3,59	1,49	0,66; 6,51	0,26	49,38	46,13	3,25	1,45	0,38; 6,09	0,45
3	74,38	76,80	-2,42	0,80	-3,99; -0,84	0,84	74,23	76,79	-2,56	0,66	-3,86; -1,26	0,82
4	102,80	102,73	0,07	1,20	-2,30; 2,43	0,96	102,93	103,27	-0,34	0,57	-1,46; 0,79	0,99
5	73,27	75,69	-2,42	1,38	-5,13; 0,30	0,70	73,02	75,49	-2,47	1,06	-4,56; -0,37	0,69
6	101,33	101,26	0,07	0,68	-1,28; 1,41	0,98	101,43	101,33	0,10	0,58	-1,05; 1,24	0,99
7	19,52	19,70	-0,18	0,84	-1,83; 1,46	0,92	19,83	20,32	-0,49	0,46	-1,40; 0,41	0,95
8	18,75	19,88	-1,13	0,84	-2,79; 0,52	0,72	18,78	19,51	-0,73	0,56	-1,85; 0,38	0,86
9	122,68	122,77	-0,09	1,16	-2,35; 2,19	0,96	122,66	122,81	-0,15	0,93	-1,96; 1,67	0,97
10	84,74	83,40	1,34	0,61	0,14; 2,53	0,86	84,35	83,18	1,17	0,48	0,21; 2,13	0,90
Total			-0,13			0,82			-0,24			0,86

5.2 ACURÁCIA

A Tabela 8 apresenta a comparação entre a média dos dois examinadores para cada grupo (BERCO *et al.*, 2009), tanto para as mensurações nos cortes multiplanares como nas reformatações 3D, para os dois protocolos, comparados com a medida física.

Das 10 mensurações realizadas, duas variáveis não apresentaram diferença estatisticamente significativa (1 e 10). Duas variáveis (2 e 4), apresentaram valores significativamente menores que o padrão-ouro em todos os grupos, nos dois protocolos. No entanto, a maioria das variáveis somente apresentaram diferença estatisticamente significativa menores para os grupos das reformatações 3D, quando comparadas com a medida física (2,3,4,5,6,7,8,9), nos dois protocolos, evidenciado pelo teste de Dunnett. A Tabela 9 apresenta os erros absolutos, em milímetros, e erros percentuais (%) para a comparação entre as medidas em TCFC e o padrão-ouro. Esses erros não ultrapassaram valores maiores que 2,23 mm e 10,24%.

Para evidenciar se o método de avaliação (cortes multiplanares ou reformatações 3D) ou o protocolo do tamanho do voxel (0,2 ou 0,4) influenciaram os resultados realizou-se o teste ANOVA para medidas repetidas a 2 critérios, entre as mensurações realizadas nos exames de TCFC. Na Tabela 10 é possível observar que 9 das 10 variáveis apresentaram diferença estatisticamente significativa em relação ao método de avaliação e apenas 1 variável teve influência do protocolo do voxel.

Tabela 8 - Média (mm) e desvio padrão (DP) das medidas lineares no padrão-ouro (medidas físicas) e nos cortes multiplanares e na reformatação 3D na TCFC nos diferentes voxel. (Anova para medidas repetidas, seguido do teste de Dunnett).

Variável	Medidas físicas (mm)		TCFC 0,2 voxel		3D- TCFC 0,2 voxel		TCFC 0,4 voxel		3D-TCFC 0,4 voxel		p
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	
1	101,03	3,98	101,15	4,15	101,12	4,06	100,97	4,01	101,18	4,26	0,697
2	49,17 ^A	3,03	47,91 ^B	2,98	47,16 ^B	2,64	47,91 ^B	2,81	47,76 ^B	3,01	0,000*
3	76,43 ^A	4,71	76,50 ^A	4,42	75,59 ^B	4,60	76,24 ^A	4,17	75,51 ^B	4,49	0,000*
4	104,41 ^A	4,63	103,82 ^B	4,79	102,76 ^B	4,38	103,56 ^B	4,26	103,10 ^B	4,47	0,000*
5	75,16 ^A	3,99	75,66 ^A	3,64	74,48 ^B	3,46	75,69 ^A	3,58	74,25 ^B	3,30	0,000*
6	102,65 ^A	3,92	102,44 ^A	4,02	101,29 ^B	3,90	102,33 ^A	3,76	101,38 ^B	3,81	0,000*
7	21,42 ^A	2,43	21,68 ^A	2,28	19,61 ^B	2,08	21,69 ^A	2,28	20,07 ^B	2,19	0,000*
8	21,37 ^A	2,05	21,28 ^A	1,67	19,31 ^B	1,82	21,02 ^A	1,68	19,14 ^B	1,74	0,000*
9	124,25 ^A	4,05	124,00 ^A	4,03	122,73 ^B	4,21	123,78 ^A	4,10	122,74 ^B	4,04	0,000*
10	83,87	3,09	84,07	2,86	84,07	2,81	84,13	2,97	83,76	2,98	0,251

* Estatisticamente significativa para $p < 0,05$.

As letras diferentes mostram diferenças significativas entre as médias pelo teste de Dunnett.

Tabela 9 - Diferenças absolutas (mm) e percentuais (%) para a comparação entre as medidas em TCFC e no padrão-ouro.

Variável	TCFC 0,2 voxel			3D- TCFC 0,2 voxel			TCFC 0,4 voxel			3D-TCFC 0,4 voxel		
	Milímetro		%	Milímetro		%	Milímetro		%	Milímetro		%
	Média	DP	Média	Média	DP	Média	Média	DP	Média	Média	DP	Média
1	0,11	0,59	0,11	0,09	0,41	0,09	-0,06	0,41	-0,06	0,14	0,74	0,14
2	-1,26	0,60	-2,56	-2,01	0,62	-4,05	-1,26	0,80	-2,54	-1,42	0,73	-2,88
3	0,07	0,60	0,12	-0,84	0,81	-1,08	-0,18	0,91	-0,20	-0,92	0,50	-1,18
4	-0,58	0,55	-0,57	-1,64	0,64	-1,57	-0,85	0,65	-0,80	-1,31	0,71	-1,25
5	0,50	0,66	0,69	-0,68	1,05	-0,87	0,53	0,48	0,74	-0,91	0,80	-1,16
6	-0,21	0,48	-0,21	-1,36	0,51	-1,32	-0,32	0,41	-0,30	-1,27	0,31	-1,24
7	0,26	0,31	1,30	-1,81	0,84	-8,32	0,26	0,37	1,32	-1,35	0,67	-6,22
8	-0,09	0,76	-0,21	-2,06	0,90	-9,53	-0,34	1,06	-1,37	-2,23	1,21	-10,24
9	-0,25	0,51	-0,20	-1,53	0,86	-1,23	-0,47	0,70	-0,38	-1,51	0,82	-1,22
10	0,20	0,86	0,25	0,20	0,86	0,26	0,26	0,77	0,32	-0,11	0,75	-0,12

Tabela 10 - Média (mm) e desvio padrão (DP) das medidas lineares nos cortes multiplanares e na reformatação 3D na TCFC nos diferentes voxel. (Anova para medidas repetidas a 2 critérios, seguido do teste de Tukey 2D-3D).

Variável	TCFC 0,2 voxel		TCFC 0,4 voxel		3D- TCFC 0,2 voxel		3D-TCFC 0,4 voxel		Anova (p)		
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	2D-3D	Voxel	2D-3D x Voxel
1	101,15	4,15	100,97	4,01	101,12	4,06	101,18	4,26	0,352	0,46	0,399
2	47,91 ^A	2,98	47,91 ^A	2,81	47,16 ^B	2,64	47,76 ^A	3,01	0,010*	0,098	0,051
3	76,50 ^A	4,42	76,24 ^{A,C}	4,17	75,59 ^{B,C}	4,60	75,51 ^B	4,49	0,000*	0,212	0,569
4	103,82 ^A	4,79	103,56 ^{A,C}	4,26	102,76 ^B	4,38	103,10 ^{B,C}	4,47	0,001*	0,797	0,081
5	75,66 ^A	3,64	75,69 ^A	3,58	74,48 ^B	3,46	74,25 ^B	3,30	0,000*	0,543	0,236
6	102,44 ^A	4,02	102,33 ^A	3,76	101,29 ^B	3,90	101,38 ^B	3,81	0,000*	0,935	0,493
7	21,68 ^A	2,28	21,69 ^A	2,28	19,61 ^B	2,08	20,07 ^C	2,19	0,000*	0,011*	0,021*
8	21,28 ^A	1,67	21,02 ^A	1,68	19,31 ^B	1,82	19,14 ^B	1,74	0,000*	0,122	0,56
9	124,00 ^A	4,03	123,78 ^A	4,10	122,73 ^B	4,21	122,74 ^B	4,04	0,000*	0,432	0,283
10	84,07 ^A	2,86	84,13 ^A	2,97	84,07 ^A	2,81	83,76 ^B	2,98	0,000*	0,432	0,283

* Estatisticamente significativa para $p < 0,05$.

As letras diferentes mostram diferenças significativas entre as médias pelo teste de Tukey

6 Discussão

6 DISCUSSÃO

Devido à importância das características 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, empregando-se radiografias e tomografias constitui-se em um método consagrado(VAN VLIJMEN *et al.*, 2009; DELAMARE *et al.*, 2010; AL-EKRISH; EKRAM, 2011; GRIBEL *et al.*, 2011a), pois quando bem conservados permitem a obtenção de imagens com grande riqueza de detalhes, diminuindo a influência do sujeito da pesquisa como variável agregadora de erros. As mandíbulas utilizadas nesta pesquisa apresentavam excelente estado de conservação e não apresentavam anomalias congênitas que pudessem dificultar o estudo.

O número de 10 mandíbulas para verificar a precisão e acurácia de medidas lineares foi um valor estatisticamente representativo, avaliado pelo cálculo amostral. De acordo com os resultados do trabalho de Damstra *et al.*(2010), são necessários sete mandíbulas para encontrar valores significativos, com o poder do teste de 80% e o coeficiente de confiança de 95%, quando se comparam as médias de medidas lineares realizadas em TCFC com as medidas físicas.

6.2 A METODOLOGIA

A imagem da TCFC oferece aos profissionais uma oportunidade de gerar imagens em três dimensões. A disponibilidade desta tecnologia, sem dúvida, expandiu o uso e a aplicação de imagens em 3D na área da Ortodontia(BROWN *et al.*, 2009). Entretanto, apesar das inúmeras vantagens, a dose de radiação para o paciente ainda é um fator limitante, pois a TCFC apresenta ainda valores mais

elevados de radiação que as telerradiografias convencionais e as panorâmicas(SILVA *et al.*, 2008; BROWN *et al.*, 2009). Este estudo foi realizado para avaliar a precisão e a acurácia de medidas lineares em TCFC, em diferentes protocolos de voxel, entre pontos de fácil marcação. Um protocolo com um voxel maior está em concordância com o princípio ALARA, que é de manter a dose tão baixa quanto razoavelmente possível(HORNER; ARMITT, 2011). Esse princípio também deve ser aplicado para as prescrições dos exames tomográficos, pois assim como nas técnicas radiográficas convencionais é utilizado a radiação X.

O tomógrafo utilizado nessa pesquisa foi o i-C AT Classic (Imaging Sciences International, Hatfield, PA) já utilizado em outros estudos(BROWN *et al.*, 2009; KIM *et al.*, 2010; SHERRARD *et al.*, 2010) e considerado acurado e com imagens com boa resolução(BALLRICK *et al.*, 2008). Além disso, em estudo que comparou 5 tomógrafos, 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).

A Tomografia Computadorizada, por se tratar de um método tridimensional, gera uma aquisição volumétrica que não apresenta os mesmos problemas da técnica cefalométrica convencional, mas está sujeita a variações, 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; FARMAN; SUKOVIC, 2006); técnica de reformatação das imagens 3D (*softwares* que empregam a técnica do volume ou a técnica de superfície)(VANNIER, 2003; CAVALCANTI, M. G.; ROCHA; VANNIER, 2004) o custo e a dose de radiação empregada(SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

Quanto à obtenção das imagens a partir da TC, os primeiros trabalhos que compararam medidas cefalométricas em imagens tridimensionais e/ou cortes multiplanares, 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 das imagens, era pela técnica de superfície (*surface rendering*). Recentemente, essas técnicas foram substituídas pelas TC *multislice* e o método de volume (*volume rendering*) passou a

ser utilizado para trabalhos comparativos de medidas cefalométricas(MOREIRA, C. R. *et al.*, 2009; GRIBEL *et al.*, 2011a).

E justamente por ser a mais empregada atualmente na Odontologia, a TCFC foi a escolhida para este trabalho, com os dois protocolos de voxel extremos, para identificar as possíveis diferenças entre eles. A espessura de corte e o intervalo de reformatação são fatores extremamente importantes na aquisição de imagens com finalidade de reformatações 3D, para a obtenção de medidas cefalométricas precisas e acuradas. Cortes finos e intervalos de reformatações menores, permitem a reformatação das imagens com uma maior fidelidade e riqueza de detalhes. Todavia, apresentam uma dose de radiação maior(SHERRARD *et al.*, 2010).

O *software* Dolphin® utilizado nesta pesquisa emprega o método de volume para a reformatação das imagens 3D e já foi utilizado para a comparação de telerradiografias geradas pelo programa e radiografias convencionais(LAMICHANE *et al.*, 2009; EL; PALOMO, 2010) (KUMAR *et al.*, 2007; MOSHIRI *et al.*, 2007), avaliações de medidas cefalométricas nas reformatações 3D(PERIAGO *et al.*, 2008) e avaliação de medidas dentárias(SHERRARD *et al.*, 2010). É considerado um dos programas mais avançados que estão disponíveis no mercado, com aplicações clínicas e vantagens para as várias especialidades. Todavia, ainda necessita de estudos como este, para validar a aplicabilidade do mesmo, nos cortes multiplanares e na reformatação 3D. Sabe-se que mesmo que um estudo valide uma determinada medida em um determinado *software*, esses resultados não podem ser extrapolados para todos os tomógrafos e *softwares* que avaliam TCFC, pois cada aparelho e *software* apresentam características próprias e precisam ser estudados separadamente(GRIBEL *et al.*, 2011a).

Marcadores

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

A maioria dos recentes estudos realizados para validar medidas lineares na TCFC utilizaram algum tipo de marcador hiperdenso(STRATEMANN *et al.*, 2008;

BERCO *et al.*, 2009; LUND; GRONDAHL; GRONDAHL, 2009; DAMSTRA *et al.*, 2010; RAZAVI *et al.*, 2010; GRIBEL *et al.*, 2011a) ou referências como perfurações nas estruturas ósseas(SUN *et al.*, 2011). Quando são utilizadas estruturas anatômicas como ponto de referência, a identificação correta pode ser um problema tanto no momento de identificação na imagem da TCFC como também no objeto real. Entretanto, neste estudo, não foram utilizados marcadores hiperdensos, pois o objetivo foi se aproximar da realidade clínica(LUND; GRONDAHL; GRONDAHL, 2009) onde não se utiliza nenhum tipo de artefato para facilitar a identificação dos pontos e ajudar a validar a aplicação desses exames nos diagnósticos.

Os poucos estudos que não utilizaram marcadores, utilizaram pontos bem definidos para avaliar o tamanho dentário e o tamanho dos alvéolos em TCFC(TOMASI *et al.*, 2011) e medidas cefalométricas de fácil visualização nos modelos 3D(MOREIRA, C. R. *et al.*, 2009) e encontraram acurácia variável em relação as medidas avaliadas(PERIAGO *et al.*, 2008; BROWN *et al.*, 2009) e afirmaram que maior tempo e cuidado para realização das mensurações foram necessários(HASSAN; VAN DER STELT; SANDERINK, 2009).

A dificuldade em identificar os pontos de referência nas imagens 3D pode influenciar a confiabilidade e a precisão das medições(MOREIRA, C. R. *et al.*, 2009). No entanto, os resultados deste estudo mostraram um apropriado grau de exatidão e confiabilidade das medições sem a utilização desses marcadores nos cortes multiplanares. Acredita-se que a alta precisão e acurácia atingida se deram devido à calibração realizada antes do início das mensurações e pela escolha de pontos de fácil visualização(TOMASI *et al.*, 2011). Todavia, acredita-se que a menor acurácia encontrada nas reformatações 3D possa ser devido a ausência desses marcadores(BROWN *et al.*, 2009).

6.3 OS RESULTADOS

6.3.1 PRECISÃO

Para testar a confiabilidade intra e interexaminadores 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 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; SUN *et al.*, 2011). Estes autores demonstraram resultados de alta confiabilidade, porém muitos utilizaram para a análise estatística sobre precisão somente o coeficiente de correlação intraclass (SUN *et al.*, 2011). Por existirem problemas como a influência da magnitude da variação entre sujeitos, não demonstração de indicação do valor obtido, erro na medida e não possibilidade de ser interpretado clinicamente, este teste deveria ser usado em conjunto com o teste de Bland e Altman (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, 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; KOCH, 1977). Sendo assim, para este estudo será adotado esses valores como referência.

Um instrumento confiável mede fenômenos de forma fidedigna, sequenciada, acurada e previsivelmente sem alterações. Se uma avaliação na TCFC ou qualquer teste não é confiável, o diagnóstico do paciente, o plano de tratamento e o efeito do tratamento poderá ser modificado. Estudos como este, de confiabilidade na TCFC com *software* Dolphin®, são necessários para assegurar que o erro envolvido na

mensuração seja reduzido e para detectar se é possível realizar essas mensurações.

6.3.1.1 PRECISÃO INTRA-EXAMINADOR

A. Medidas Físicas

Houve uma alta concordância para as medidas físicas com todos os valores com CCI acima de 0,96, sendo que 8 variáveis apresentaram o valor 1, que indica reprodutibilidade excelente(LANDIS; KOCH, 1977) (Tabela 1), corroborando com outros autores (PERIAGO *et al.*, 2008; BAUMGAERTEL *et al.*, 2009) que também apresentaram todas as variáveis estudadas e encontraram valores com reprodutibilidade excelente nas medidas físicas.

As medidas físicas são utilizadas como o “padrão-ouro” para comparação com as medidas realizadas em TCFC 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, C. R. *et al.*, 2009). Alguns autores apenas realizam as mensurações duas vezes(SHERRARD *et al.*, 2010) com intervalo de apenas 30 minutos(SUN *et al.*, 2011) ou realizaram as mensurações mais vezes(BERCO *et al.*, 2009) com mais de um avaliador(HASSAN; VAN DER STELT; SANDERINK, 2009) e empregam a média como valor de referência, sem nenhum teste de concordância. Outros autores, quando avaliam a concordância, apenas apresentam a média geral de todas as medidas, o CCI médio, como Gribel(2011a) que avaliou 12 medidas e apresentou o CCI único(médio) de 0,98. Outros estudos citam que houve excelente precisão intra-examinador com valores iguais a 1, sem fazer referência a utilização da média das variáveis ou dos valores individuais(DAMSTRA *et al.*, 2010).

A precisão intra-examinador também pode ser avaliada 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 como Stratemann *et al.* que encontrou uma média de 0,07 mm(STRATEMANN *et al.*, 2008), semelhante a média de 0,03 mm que foi encontrada no presente estudo, e Brown *et. al* que obteve uma média superior, de 0,45 mm(BROWN *et al.*, 2009).

Quando avaliado cada variável individualmente, a maior diferença encontrada neste estudo foi de 0,48 mm, para variável 10 (Largura intercondilar entre as faces mediais das cabeças das mandíbulas), que mesmo sendo a maior diferença, apresentou um bom comportamento como pode ser visto nos gráficos de Bland e Altman na Figura 12. Especula-se que essa diferença provavelmente ocorreu devido a morfologia da cabeça da mandíbula mais complexa (HONEY *et al.*, 2007). Todavia, essa diferença é considerada aceitável e mais precisa que estudo semelhante de Brown que encontrou diferença de até 0,75 mm (BROWN *et al.*, 2009) e estudos que relatam que até 1 mm a diferença é aceitável clinicamente (KRAGSKOV *et al.*, 1997; CAVALCANTI, M. G.; HALLER; VANNIER, 1999).

Em virtude desses artigos, também foi calculado o CCI médio (0,995) e a diferença (-0,03 mm) unindo todas as variáveis deste estudo e o valor legitimou ainda mais a alta concordância. Com esses resultados foi possível utilizar a média entre as duas medições realizadas nas mandíbulas com maior confiabilidade (BAUMGAERTEL *et al.*, 2009; BERCO *et al.*, 2009).

Figura 12 - Gráfico de Bland-Altman para variável 10 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.

B. TCFC

A precisão intra-examinador para as mensurações realizadas nas TCFC também foram avaliadas pelo testes CCI e Bland e Altman e serão apresentados individualmente por examinador.

- **EXAMINADOR 1**

Cortes Multiplanares

Excelente concordância foi observada para o examinador 1, com todos os valores do CCI acima de 0,94 no grupo 0,2 voxel e acima de 0,93 no grupo 0,4 voxel (Tabela 2). Essa concordância ficou ainda mais evidente, quando calculado a média de todas as variáveis, pois o CCI médio para ambos os protocolos foi de 0,97. Assim como para as medidas físicas, a comparação das mensurações realizadas nas TCFC com a maioria dos artigos só foi possível com o CCI médio, pois os autores não apresentaram, na maioria das vezes, os valores individuais do CCI por variável (GRIBEL *et al.*, 2011a; SUN *et al.*, 2011; TOMASI *et al.*, 2011). Os valores encontrados pelo examinador 1 foram semelhante aos de Baumgaertel *et al.* (2009) que encontraram um CCI para todas as variáveis avaliadas acima de 0,95 ; Sun *et al.* (2011) que obteve para os seus dois examinadores 0,97 e 0,98 no voxel 0,25mm e 0,96 e 0,97 no voxel 0,4 mm; Gribel *et al.* (2011) e Tomasi *et al.* (2011) que apresentaram CCI único de 0,99; Razavi *et al.* (2010) que encontraram um precisão intra-examinador média de 0,90 para avaliação da espessura da cortical óssea ao redor de implantes para os 10 avaliadores e Sherrard *et al.* (2010) que apresentou precisão para todas as medidas de tamanho dentário de 0,99. Damstra *et al.* (2010) encontrou alta precisão intra-examinador e citou que encontrou valores do CCI iguais a 1 para as mensurações realizadas entre diferentes marcadores metálicos na mandíbula.

No protocolo 0,2 voxel, pode-se dizer que ocorreu uma suave tendência em subestimar a 2ª medição, pois 6 variáveis apresentaram valores menores que a 1ª medição. Além disso, essa tendência ocorreu na variável 5 que apresentou a maior diferença entre as médias (0,40 mm). Essa tendência fica mais explícita e de fácil

visualização na Figura 13, gráfico A, onde a maioria dos valores estão abaixo da linha de referência.

O viés encontrado foi considerado baixo e clinicamente aceitável, pois foi menor que 0,40 mm para todas as variáveis e muitos estudos consideram aceitável a diferença de 0,5 mm (MARMULLA *et al.*, 2005) ou até 1,0 mm (KRAGSKOV *et al.*, 1997; CAVALCANTI, M. G.; HALLER; VANNIER, 1999). Nos estudos que utilizaram marcadores hiperdensos essa diferença, como era esperado, foi um pouco menor, não ultrapassando 0,29 mm no estudo de Berco *et al.* (2009) e Lund *et al.* (2009) que utilizou um fantoma, os valores não ultrapassaram 0,13 mm. Todavia, a diferença encontrada nesse estudo foi considerada aceitável, pois é sabido que valores entre 1 a 1,5 mm na maioria das vezes não tem influência clínica em variáveis com distâncias grandes, como é o caso das variáveis deste estudo (KRAGSKOV *et al.*, 1997; CAVALCANTI, M. G.; HALLER; VANNIER, 1999).

Figura 13 - Gráfico de Bland-Altman para variável 5 nos cortes multiplanares para o examinador 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.

Para o protocolo 0,4 voxel, 6 variáveis foram superestimadas em relação a 1ª medição diferentemente do protocolo 0,2 voxel (Tabela 2). Para ilustrar e evidenciar essa tendência a variável 8, que apresentou a maior diferença entre as mensurações (0,38 mm), está apresentada na Figura 14.

Figura 14 - Gráfico de Bland-Altman para variável 8 nos cortes multiplanares para o examinador 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.

Cabe ressaltar também a pequena diferença (viés) encontrada no protocolo 0,4 voxel nos cortes multiplanares. Todas as variáveis apresentaram uma alta concordância intra-examinador e a diferença foi menor que o erro relevante de 0,5 mm postulado por Marmulla *et al.*(2005) e menores que o tamanho do voxel da imagem desse grupo (0,4 mm), o que é considerado clinicamente importante para medições craniofaciais(DAMSTRA *et al.*, 2010).

Conclui-se assim que o examinador 1 apresentou alta precisão na avaliação dos cortes multiplanares, pois a diferença média, calculada com a média de todas as variáveis, não ultrapassou 0,11 mm (0,2 voxel) e 0,02 mm (0,4 voxel) e o CCI médio, de ambos os grupos, foi 0,97. A maioria dos artigos cita os valores individuais, mas considera o erro da média de todas as variáveis na comparação(BROWN *et al.*, 2009; MOREIRA, C. R. *et al.*, 2009). Assim, quando considerado esses valores médios, a precisão intra-examinador foi considerada adequada, pois nesses estudos semelhantes, sem a utilização de marcadores hiperdensos, a diferença média foi de 0,20 mm(MOREIRA, C. R. *et al.*, 2009) e 0,88(BROWN *et al.*, 2009), e erros individuais bem maiores que os encontrados nesse estudo, de até 2,54 mm(MOREIRA, C. R. *et al.*, 2009) e 1,33 mm(BROWN *et al.*, 2009). A partir desses resultados, foi utilizado a média das duas mensurações para as futuras comparações.

Reformatação 3D

Por se tratar de um método mais recente, claramente poderia se esperar um erro intra-examinador para as mensurações realizadas no modelo 3D. Porém, a precisão nas reformatações 3D nos dois protocolos de voxel apresentou surpreendentemente alta precisão, com o CCI acima de 0,95, corroborando com Periago *et al.* (2008) que encontrou um CCI acima de 0,94 para as distâncias lineares (Tabela 3).

Apesar dessa alta correlação, o examinador 1 teve uma tendência em subestimar as mensurações, no grupo 0,2 voxel, A maior diferença encontrada foi na variável 3 com o viés de 0,64. Com a Figura 15 a seguir é possível observar a tendência (gráfico A) e o viés e os limites de concordância dessa variável (gráfico B). O erro foi menor que o encontrado no estudo de Periago *et al.* (2008) citado anteriormente, pois esses autores apesar de CCI alto, apresentaram um erro maior, que variou de 0,85 a 2,27 mm.

Figura 15 - Gráfico de Bland-Altman para variável 3 na reformatação 3D para o examinador 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.

Não houve tendência para as variáveis do grupos 0,4 voxel nas reformatações 3D. Além disso, o erro quando considerado a média e todas as variáveis, foi baixo, 0,14 mm para o grupo com voxel 0,2 e 0,03 mm no grupo 0,4 voxel e o CCI médio alto (0,98 para ambos os grupos) evidenciou ainda mais a alta correlação e concordância intra-examinador.

EXAMINADOR 2

Cortes Multiplanares

Boa concordância foi encontrada para o examinador 2 nos cortes multiplanares nos dois protocolos de voxel (Tabela 4), com o CCI um pouco menor que o examinador 1, mas com concordância excelente segundo Landis *et al.* (1977), com os valores acima de 0,91 no protocolo 0,2 voxel e acima de 0,88 no protocolo 0,4 voxel.

Apesar do alto índice do coeficiente de correlação, é possível observar que o examinador 2 superestimou as segundas medições em 9, das 10 variáveis avaliadas no protocolo 0,2 voxel (Tabela 4) e 7 das 10 variáveis no protocolo 0,4 voxel. Dentre essas variáveis, está a variável 5 (Figura 16), que apresentou uma diferença média mais alta do que as encontradas anteriormente (1,05 mm). Todavia, cabe ressaltar que esse valor não pode ser considerado clinicamente relevante, pois a distância linear entre o coronóide e o forame mental é uma distância grande, aproximadamente 76 mm. Especula-se que essa maior diferença ocorreu, pois os pontos não se encontravam no mesmo corte e o examinador teve que percorrer o exame para identificá-los (HASSAN; VAN DER STELT; SANDERINK, 2009).

Figura 16 - Gráfico de Bland-Altman para variável 5 nos cortes multiplanares para o examinador 2. 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.

Além disso, quando avaliado o total, a diferença média foi de 0,41 mm para o grupo 0,2 voxel e 0,35 mm para o grupo 0,4 voxel, com o CCI 0,96 e 0,95, respectivamente. Valores esses que indicam uma alta precisão do examinador 2.

Reformatação 3D

Da mesma maneira que o examinador 1, alta correlação entre a 1^{as} e 2^{as} medições foi encontrada nos grupos 0,2 e 0,4 voxel, com CCI acima de 0,90 e 0,92 respectivamente. A avaliação nas reformatações também apresentou valores de diferença menores que 1 mm, sendo que a maior diferença encontrada foi de 0,78 na variável 9 no protocolo 0,4 voxel (Tabela 5 e Figura 17). Diferentemente das mensurações realizadas nos cortes multiplanares, o examinador 2 teve uma tendência em subestimar as mensurações nas reformatações 3D no protocolo 0,4 voxel, em 8 das 10 variáveis avaliadas. Todavia, o erro encontrado é baixo e não considerado clinicamente relevante.

Figura 17 - Gráfico de Bland-Altman para variável 9 na reformatação 3D para o examinador 2. A) Gráfico de dispersão entre a 1^a e 2^a medições e B) Diferença e média entre as medições. LSC: limite superior de concordância; LIC: limite inferior de concordância.

Apesar de algumas tendências dos examinadores foi possível observar de uma maneira geral que ambos apresentaram alta precisão nas mensurações realizadas nos cortes multiplanares e nas reformatações 3D, justificando assim, a utilização das médias da primeira e segunda mensurações. Essa alta concordância acredita-se estar relacionada a utilização de pontos de fácil visualização e identificação e qualidade da imagem(TOMASI *et al.*, 2011).

6.3.3.2 PRECISÃO INTEREXAMINADOR

Cortes multiplanares

A precisão interexaminadores evidenciou uma boa concordância entre os examinadores, apesar do CCI mais baixo e uma diferença maior nas variáveis 7, 8 e 10, nos dois protocolos de voxel (Tabela 6), corroborando com outros estudos que também demonstraram que a precisão intra-examinador na maioria das vezes é maior que a interexaminadores, sugerindo uma maior probabilidade de alcançar a uniformidade para um mesmo avaliador do que entre avaliadores (RAZAVI *et al.*, 2010; SUN *et al.*, 2011).

As variáveis que apresentaram maiores diferenças e piores CCI estão relacionadas com as mensurações realizadas na cabeça da mandíbula e tem pontos em comum. Provavelmente essa maior discrepância tenha ocorrido devido a uma diferença na marcação dos pontos na cabeça da mandíbula e ausência de marcadores que facilitassem a identificação. Todavia, essa diferença não ultrapassou 2,12 mm (variável 10, voxel 0,4) e o menor CCI foi de 0,63 encontrado para a variável 8 nos dois protocolos. Resultado semelhante, com valores variando de 0,64 a 0,96, também foram encontrados por Sun *et al.* (SUN *et al.*, 2011) e Razavi *et al.* (0,79 a 0,92).

O comportamento dos avaliadores foi o mesmo, independente do protocolo de voxel, corroborando com Sun *et al.* que também demonstrou não haver diferença no comportamento dos examinadores entre diferentes protocolos de voxel (SUN *et al.*, 2011). Houve uma tendência do examinador 2 superestimar as mensurações, em 6 das 10 variáveis avaliadas. Essa tendência pode ser visualizada na Figura 18 com o gráfico A.

Da mesma maneira que foi realizado no erro intra-examinador e para facilitar a comparação com outros estudos foi calculado o erro e o CCI de todas as variáveis juntas. Foi possível perceber que o erro para o grupo com o protocolo 0,2 voxel foi de -0,34 mm e de -0,49 mm para o protocolo 0,4 voxel, dentro dos parâmetros considerados clinicamente aceitáveis (KRAGSKOV *et al.*, 1997; CAVALCANTI, M. G.; HALLER; VANNIER, 1999; MARMULLA *et al.*, 2005) e próximos aos encontrados na literatura (MOREIRA, C. R. *et al.*, 2009). O erro interexaminador tende a ser menor

quando se utiliza fantasmas pré-definidos e marcadores hiperdensos e não ultrapassou 0,15 mm no estudo de Lund *et al.*(2009). Essa precisão mais alta provavelmente ocorreu, pois os examinadores realizaram as mensurações em um fantoma em forma de um retângulo e com os pontos distribuídos simetricamente. Os examinadores apenas mediram as distâncias entre os pontos e eliminaram assim os erros inerentes a marcação dos pontos. Além disso, a manipulação de uma imagem de um fantoma na TCFC com tamanho conhecido e simetria torna-se mais fácil do que a mesma manipulação em crânios, devido a dificuldade inerente à presença de diferentes estruturas.

Os valores do CCI, 0,86, para o protocolo 0,2 voxel e 0,87 para o 0,4 voxel são considerados com concordância alta ou quase perfeita(LANDIS; KOCH, 1977).

Figura 18 - Gráfico de Bland-Altman para variável 7 nos cortes multiplanares (0,4 voxel). A) Gráfico de dispersão entre os examinadores e B) Diferença e média entre os examinadores. LSC: limite superior de concordância; LIC: limite inferior de concordância.

Reformatação 3D

A precisão interexaminadores nas reformatações 3D apresentaram comportamento diferente dos encontrados nos cortes multiplanares. Independente do protocolo de voxel, as variáveis 2, 3 e 5 apresentaram diferenças com valores mais altos e variando de 2,42 até 3,59 mm. Além disso, para a variável 2, o CCI foi de 0,26 para o protocolo 0,2 voxel e 0,45 para 0,4 voxel (Tabela 7). Essa baixa concordância entre os examinadores pode ter sido devido a maior dificuldade de realizar as mensurações nos modelos tridimensionais e identificação do forame mental, já que as 3 variáveis estavam relacionadas com esse ponto.

Pelas Figuras 19, 20 e 21 é possível perceber as discrepâncias entre os examinadores e o comportamento dessas variáveis. Em ambos os protocolos, o examinador 2 subestimou a variável 2 e superestimou as variáveis 3 e 5.

Figura 19 - Gráfico de Bland-Altman para variável 2 na reformatação 3D (0,2 voxel). A) Gráfico de dispersão entre os examinadores e B) Diferença e média entre os examinadores. LSC: limite superior de concordância; LIC: limite inferior de concordância.

Figura 20 - Gráfico de Bland-Altman para variável 3 na reformatação 3D (0,2 voxel). A) Gráfico de dispersão entre os examinadores e B) Diferença e média entre os examinadores. LSC: limite superior de concordância; LIC: limite inferior de concordância.

Figura 21 - Gráfico de Bland-Altman para variável 5 na reformatação 3D (0,2 voxel). A) Gráfico de dispersão entre os examinadores e B) Diferença e média entre os examinadores. LSC: limite superior de concordância; LIC: limite inferior de concordância.

Maior atenção será dada a essas 3 variáveis durante a avaliação da acurácia devido a baixa concordância entre os examinadores. Todavia, como foi encontrado na maioria dos artigos apenas a média total de todas as variáveis, muitas vezes resultados semelhantes a esse, e que evidenciam uma menor concordância, podem ter sido camuflados pela média total. Se fosse apresentado apenas o erro médio de todas as variáveis juntas, -0,13 mm para o grupo 0,2 voxel e -0,24 mm para o grupo 0,4 voxel, os valores seriam considerado adequados, assim como o CCI (0,82 grupo 0,2 voxel e 0,86 grupo 0,4 voxel) satisfatório para a precisão interexaminadores.

Interpretando os resultados encontrados, esse estudo indica, que todas as variáveis apresentaram reprodutibilidade satisfatória ou excelente, com exceção da variável 2 no teste interexaminadores, nos dois protocolos de voxel (CCI 0,26 no 0,2 voxel, concordância razoável, e 0,45 no 0,4 voxel, concordância moderada). Além disso, menor erro foi encontrado na avaliação intra-examinadores do que interexaminadores (GRAVELY; BENZIES, 1974; SUN *et al.*, 2011), com o examinador 1 com valores ligeiramente mais precisos que o examinador 2. As diferenças intra-examinador podem ser devido à natureza do ponto, qualidade da imagem e indefinição das estruturas anatômicas, enquanto as diferenças interexaminadores estão mais relacionados com as variações na formação do observador e experiência (BAUMRIND; FRANTZ, 1971 57; MCWILLIAM; WELANDER, 1978; SAVAGE; SHOWFETY; YANCEY, 1987 179).

Pode-se dizer que, de uma maneira geral, existe precisão nas medidas realizadas em TCFC, independente do protocolo de voxel e do método de avaliação (cortes multiplanares ou reformatação 3D).

6.3.2 ACURÁCIA

A validade de um exame ou teste é a capacidade para medir unicamente aquilo que deve 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).

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 imagens). Isso influencia enormemente a validade do estudo e o grau em que os achados permitem inferências corretas sobre fenômenos que ocorrem na amostra do estudo (ACCORSI, 2007; KRAGSKOV *et al.*, 1997; CAVALCANTI, M. G., 2010; MARMULLA *et al.*, 2005).

Cortes multiplanares

Alta acurácia foi encontrada nos cortes multiplanares, independente do protocolo de voxel, e apenas as variáveis 2 e 4 subestimaram, com valores estatisticamente significantes, as mensurações quando comparadas com as medidas físicas (Tabela 8). Houve uma tendência das medidas realizadas nas TCFC, independente do voxel, serem menores que as realizadas diretamente nas mandíbulas. Esses achados corroboram com Lascala *et al.* (2004), que também demonstrou que as mensurações realizadas em TCFC tendem a ser menores que as medidas físicas e Baumgaertel *et al.* (2009) que subestimou as medidas dentárias realizadas nas TCFC quando comparadas com as realizadas nos crânios.

Alguns artigos não apresentaram diferença entre nenhuma das mensurações nas TCFC e as medidas físicas avaliadas (GRIBEL *et al.*, 2011a) independente do protocolo de voxel (SHERRARD *et al.*, 2010). Assume-se que essa alta acurácia ocorre devido a utilização de marcadores hiperdensos. Em contrapartida, Razavi *et*

al. (2010) afirmou que o tomógrafo i-Cat no protocolo 0,3 voxel não pode ser considerado acurado para avaliação das corticais ósseas. Acredita-se que essa falta de acurácia ocorreu devido ao tamanho do voxel para a avaliação de estruturas finas, como a cortical óssea, e o artefato e a dificuldade de identificação dos pontos quando se utiliza implantes como referência.

Exatamente o mesmo comportamento foi encontrado em todas as variáveis para os dois protocolos de voxel (Tabela 8) e especula-se que apesar da clara diferença de nitidez entre as resoluções das imagens em 0,2 e 0,4 voxel, um avaliador pode estabelecer um método para a mensuração de medidas lineares e manter de maneira regular esse método sem ser afetado pela qualidade das imagens nas TCFC nessas faixas de resolução(SUN *et al.*, 2011). Além disso, a diferença entre os dois protocolos de voxel são inerentes às imagens e não ao avaliador(SUN *et al.*, 2011).

Apesar da variável 2 e 4 terem apresentado diferença estatisticamente significativa, a diferença entre as mensurações realizadas nos cortes multiplanares e as medidas físicas foram próximos a 1 mm e o erro não ultrapassou os 2,56% do real (medidas físicas), em ambos os protocolos (Tabela 9), e estão em concordância com estudos prévios(LASCALA; PANELLA; MARQUES, 2004; HILGERS *et al.*, 2005; MARMULLA *et al.*, 2005; KUMAR *et al.*, 2007; BERCO *et al.*, 2009; SHERRARD *et al.*, 2010; TOMASI *et al.*, 2011). A variável 2, largura interforame mental, apresentou o valor maior que 1 mm, e deve ser avaliada com mais cuidado. O erro absoluto e relativo dessa variável foi de -1,26 mm e 2,56% (0,2 voxel) e -1,26 mm e 2,54% (0,4 voxel), respectivamente. Os erros nos cortes multiplanares que são encontrados em medidas lineares entre dois pontos anatômicos pode ser devido a dificuldade de identificá-los e a variação no posicionamento desses pontos(HASSAN; VAN DER STELT; SANDERINK, 2009). Muitas vezes para a localização dos mesmos torna-se necessários mover o exame nas diferentes direções, ântero-posterior e lateralmente, para identificar os pontos anatômicos bilaterais, pois muitas vezes devido a fina espessura dos cortes, os pontos não podem ser visualizados no mesmo corte, o que geralmente requer mais tempo e esforço para identificação(HASSAN; VAN DER STELT; SANDERINK, 2009). Além disso, o formato ovalado do forame mental pode ter dificultado a identificação dos pontos. O percentual de erro encontrado está dentro do que pode ser considerado clinicamente relevante e erros percentuais maiores de até 19% já foram encontrados

em outros estudos e mesmo assim foram considerados acurados(TOMASI *et al.*, 2011).

Reformatação 3D

Oito variáveis das 10 estudadas apresentaram valores significativamente menores que o padrão-ouro, independente do valor do voxel (Tabela 8). Em estudo semelhante, porém com medidas dentárias nas reformatações 3D, os autores evidenciaram que as mensurações também foram subestimadas quando comparadas com as medidas físicas(BAUMGAERTEL *et al.*, 2009). Atribuíram essa diferença às variáveis chamadas compostas, que necessitam que o mesmo ponto seja identificado mais de uma vez. Sugeriram que esses erros podem ser minimizados se for utilizado uma ferramenta, que já está disponível em alguns *softwares*, onde o ponto é localizado apenas uma vez, e o programa gera as medições entre os pontos. Todavia, acrescentaram que cada *software* deve validar essa ferramenta individualmente(GRIBEL *et al.*, 2011a). Da mesma maneira, acredita-se que as diferenças encontradas neste estudo também foram devido a técnica de identificação dos pontos e da linha, pois os valores não foram geradas diretamente pelo *software* e sim por uma linha manualmente gerada e posicionada sobre os pontos.

Essa acurácia mais baixa também pode estar associada com a dificuldade de marcação dos pontos nas reconstruções 3D sem o auxílio de marcadores. Todavia, foi uma simulação mais representativa da situação clínica e fornece uma avaliação combinada do erro de identificação dos pontos inerentes aos modelos 3D, bem como o erro devido ao processamento da imagem(BROWN *et al.*, 2009). Além disso, a diferença variou de 0,09 a 2,23 mm, sendo que o maior erro percentual foi de 10,24% e apesar da diferença estatisticamente significativa, essa diferença em milímetros não tem influencia clínica na maioria das variáveis estudadas(PERIAGO *et al.*, 2008). Em virtude disso, sugere-se maior cautela nas mensurações realizadas e desprendimento de tempo para medidas lineares realizadas nos modelos tridimensionais.

De acordo com Grauer *et al.*(2009), nas reformatações 3D, diferentemente dos cortes multiplanares, os erros ocorrem devido a dificuldade em localizar os

pontos nos espaços 3D e as limitações inerentes de cada programa na formação dos modelos tridimensionais. As reformatações 3D podem ser utilizadas para análises qualitativas, superposição. No entanto, para avaliações quantitativas o ideal ainda é que as mensurações sejam realizadas nos cortes multiplanares (GRIBEL *et al.*, 2011a).

Para esclarecer e evidenciar se havia diferença entre os métodos de mensuração (cortes multiplanares e reformatações 3D) e/ou do tamanho do voxel, o teste ANOVA para medidas repetidas a 2 critérios foi realizado (Tabela 10). O teste confirmou que as mensurações realizadas nas reformatações 3D são menores que as realizadas nos cortes multiplanares na maioria das variáveis, porém, sem influência do tamanho do voxel, com exceção da variável 7 que apresentou diferença entre os voxels nas reformatações 3D. Pode-se inferir que o tamanho do voxel não influencia as mensurações de medidas lineares, independente do método de mensuração nas TCFC, nas variáveis utilizadas.

Aplicabilidade Clínica

O futuro da TCFC e dos estudos de validação dos *softwares* de imagem poderão fornecer resultados mais consistentes e aumentar a previsibilidade do diagnóstico e do plano de tratamento em Ortodontia, beneficiando tanto os profissionais quanto os pacientes. Atualmente, para indicar a TCFC, é coerente que o profissional avalie cuidadosamente a relação custo-benefício desse exame complementar. Além disso, convém perguntar se a TCFC irá contribuir para o diagnóstico a ponto de mudar o plano de tratamento. Diante de uma resposta positiva, o exame de TCFC deverá ser indicado(FERNANDES *et al.*, 2010).

Apesar da dose de radiação e o custo-benefício dos exames de TCFC ainda serem questionados, a aplicação com propósitos específicos, como cirurgia ortognática(LOPES, P.M. *et al.*, 2008), avaliação do posicionamento tridimensional de dentes retidos e sua relação com os dentes e estruturas vizinhas(ERICSON, S.; KUROL, J., 2000; ERICSON, S.; KUROL, P.J., 2000; NAKAJIMA *et al.*, 2005; WALKER; ENCISO; MAH, 2005; BJERKLIN; ERICSON, 2006), avaliação do grau de reabsorção radicular de dentes adjacentes a caninos retidos(ERICSON, S.; KUROL, J., 2000; ERICSON, S.; KUROL, P.J., 2000; BJERKLIN; ERICSON, 2006) e avaliação da movimentação dentária para região de osso atrésico (GUNDUZ *et al.*, 2004) já fazem parte da rotina dos exames pré operatórios.

Uma das vantagens apresentadas pelos estudos recentes foi a de que alterações na posição do crânio durante a aquisição de imagem não influencia a precisão de medidas lineares(LUDLOW *et al.*, 2007; BERCO *et al.*, 2009 48). Esses resultados sugerem que a imagem da TCFC tem uma vantagem significativa sobre os tradicionais filmes 2D usados em Ortodontia, uma vez que as alterações na posição do paciente pode resultar em mudanças na ampliação e nas distâncias lineares entre os pontos de referência(BERCO *et al.*, 2009 48).

A TCFC é composta de várias centenas de imagens “base”, cada uma das quais fornece informações em 2D comparáveis com os cefalogramas tradicionais e cabe a cada profissional encontrar maneiras de seguir o princípio ALARA ao requisitar a TCFC. Farman *et al.* (2006) acreditam que a resposta seja pedir primeiramente um exame com um campo de visão maior e com baixa dose de radiação e depois, se necessário, delimitar regiões específicas, e realizar exame com uma resolução maior das imagens. Além disso, ressalta que estudos como

este, que avaliam a influência do voxel, ainda são necessários para fornecer informações para determinar a possibilidade de utilizar a TCFC no planejamento ortodôntico. O uso indiscriminado das TCFC é questionado e maiores estudos e novas tecnologias serão necessárias para melhorar o custo-benefício e minimizar os danos aos pacientes.

Sugestões para futuros trabalhos

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 *softwares*;
 - Identificar as coordenadas (x, y e z) de cada ponto nas TCFC e confrontá-las com medidas físicas para identificar exatamente em qual plano do espaço estão os erros;
 - Avaliar se a precisão e acurácia aumenta com a demarcação dos pontos nos cortes multiplanares e as mensurações nas reformatações 3D.
-

7 Conclusões

7 CONCLUSÕES

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

As imagens nos cortes multiplanares em TCFC nos protocolos de 0,2 e 0,4 voxel podem ser utilizadas com precisão e acurácia, quando comparadas com as medidas físicas, para a obtenção de medidas lineares. Maior cautela deve ser tomada para as mensurações nas reformatações 3D, pois as mensurações foram precisas, mas não acurada para todas as variáveis.

O tamanho do voxel não influenciou as mensurações das variáveis avaliadas e um protocolo com menor exposição aos raios X, sem comprometer o diagnóstico, pode ser utilizado, pois o aumento na resolução das imagens não aumenta a precisão e acurácia nas mensuração de medidas lineares.

Referências

REFERÊNCIAS

Aboudara C, Nielsen I, Huang JC, Maki K, Miller AJ, Hatcher D. Comparison of airway space with conventional lateral headfilms and 3-dimensional reconstruction from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;135(4):468-79.

Accorsi M. **Comparação de grandezas cefalométricas obtidas por meio de telerradiografias e tomografias computadorizadas multislice em crânios secos humanos.** 2007. p. (Mestrado) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.

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.

Alqerban A, Jacobs R, Fieuws S, Willems G. Comparison of two cone beam computed tomographic systems versus panoramic imaging for localization of impacted maxillary canines and detection of root resorption. *Eur J Orthod*. 2011;33(1):93-102.

Alqerban A, Jacobs R, Lambrechts P, Loozen G, Willems G. Root resorption of the maxillary lateral incisor caused by impacted canine: a literature review. *Clin Oral Investig*. 2009a;13(3):247-55.

Alqerban A, Jacobs R, Souza PC, Willems G. In-vitro comparison of 2 cone-beam computed tomography systems and panoramic imaging for detecting simulated canine impaction-induced external root resorption in maxillary lateral incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009b;136(6):764 e1-11; discussion -5.

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, Hans MG. Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136(2):230-5.

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.

Baumrind S, Frantz RC. The reliability of head film measurements. 1. Landmark identification. *Am J Orthod*. 1971;60(2):111-27.

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.

Bianchi A, Muyldermans L, Di Martino M, Lancellotti L, Amadori S, Sarti A, et al. Facial soft tissue esthetic predictions: validation in craniomaxillofacial surgery with cone beam computed tomography data. *J Oral Maxillofac Surg*. 2010;68(7):1471-9.

Bjerklin K, Ericson S. How a computerized tomography examination changed the treatment plans of 80 children with retained and ectopically positioned maxillary canines. *Angle Orthod*. 2006;76(1):43-51.

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.

Bogdanich W, McGinty JC. Radiation Worries for Children in Dentists' Chairs. *New York Times*. 2010.

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.* 2005;34(6):369-75.

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.

Chan HL, Misch K, Wang HL. Dental imaging in implant treatment planning. *Implant Dent.* 2010;19(4):288-98.

Chen YJ, Chen SK, Huang HW, Yao CC, Chang HF. Reliability of landmark identification in cephalometric radiography acquired by a storage phosphor imaging system. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004;33(5):301-6.

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.

De Vos W, Casselman J, Swennen GR. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38(6):609-25.

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.

Draenert FG, Erbe C, Zenglein V, Kammerer PW, Wriedt S, Al Nawas B. 3D analysis of condylar position after sagittal split osteotomy of the mandible in mono- and bimaxillary orthognathic surgery - a methodology study in 18 patients. *J Orofac Orthop.* 2010;71(6):421-9.

Dreiseidler T, Ritter L, Rothamel D, Neugebauer J, Scheer M, Mischkowski RA. Salivary calculus diagnosis with 3-dimensional cone-beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;110(1):94-100.

Dudic A, Giannopoulou C, Leuzinger M, Kiliaridis S. Detection of apical root resorption after orthodontic treatment by using panoramic radiography and cone-beam computed tomography of super-high resolution. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(4):434-7.

Dudic A, Giannopoulou C, Martinez M, Montet X, Kiliaridis S. Diagnostic accuracy of digitized periapical radiographs validated against micro-computed tomography scanning in evaluating orthodontically induced apical root resorption. *Eur J Oral Sci.* 2008;116(5):467-72.

Durack C, Patel S, Davies J, Wilson R, Mannocci F. Diagnostic accuracy of small volume cone beam computed tomography and intraoral periapical radiography for the detection of simulated external inflammatory root resorption. *Int Endod J.* 2011;44(2):136-47.

El H, Palomo JM. Measuring the airway in 3 dimensions: a reliability and accuracy study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(4 Suppl):S50 e1-9; discussion S-2.

Ericson S, Kurol J. Incisor root resorptions due to ectopic maxillary canines imaged by computerized tomography: a comparative study in extracted teeth. *Angle Orthod.* 2000;70(4):276-83.

Ericson S, Kurol PJ. Resorption of incisors after ectopic eruption of maxillary canines: a CT study. *Angle Orthod.* 2000;70(6):415-23.

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.

Farronato G, Garagiola U, Dominici A, Periti G, de Nardi S, Carletti V, et al. "Ten-point" 3D cephalometric analysis using low-dosage cone beam computed tomography. *Prog Orthod.* 2010;11(1):2-12.

Fayed MM, Pazera P, Katsaros C. Optimal sites for orthodontic mini-implant placement assessed by cone beam computed tomography. *Angle Orthod*. 2010;80(5):939-51.

Fernandes TMF, Poleti ML, Henriques JFC, Garib DG. Cefalometria em 3D. *Pro-Odonto Ortodontia*. 2010;4(2):9 - 60.

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.

Fuhrmann R, Bucker A, Diedrich P. Radiological assessment of artificial bone defects in the floor of the maxillary sinus. *Dentomaxillofac Radiol*. 1997;26(2):112-6.

Fuhrmann RAW. Three-dimensional evaluation of periodontal remodeling during Orthodontic treatment. *Semin Orthod*. 2002;8(1):23-8.

Garib DG, Henriques JF, Janson G, de Freitas MR, Fernandes AY. Periodontal effects of rapid maxillary expansion with tooth-tissue-borne and tooth-borne expanders: a computed tomography evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006;129(6):749-58.

Garib DG, Henriques JF, Janson G, Freitas MR, Coelho RA. Rapid maxillary expansion--tooth tissue-borne versus tooth-borne expanders: a computed tomography evaluation of dentoskeletal effects. *Angle Orthod*. 2005;75(4):548-57.

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

Gauthier C, Voyer R, Paquette M, Rompre P, Papadakis A. Periodontal effects of surgically assisted rapid palatal expansion evaluated clinically and with cone-beam computerized tomography: 6-month preliminary results. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;139(4 Suppl):S117-28.

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

Gravelly JF, Benzie PM. The clinical significance of tracing error in cephalometry. *Br J Orthod*. 1974;1(3):95-101.

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*. 2011a;81(1):26-35.

Gribel BF, Gribel MN, Manzi FR, Brooks SL, McNamara JA, Jr. From 2D to 3D: an algorithm to derive normal values for 3-dimensional computerized assessment. *Angle Orthod*. 2011b;81(1):3-10.

Guerrero ME, Shahbazian M, Elsieña Bekkering G, Nackaerts O, Jacobs R, Horner K. The diagnostic efficacy of cone beam CT for impacted teeth and associated features: a systematic review. *J Oral Rehabil*. 2011;38(3):208-16.

Gunduz E, Rodriguez-Torres C, Gahleitner A, Heissenberger G, Bantleon HP. Bone regeneration by bodily tooth movement: dental computed tomography examination of a patient. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;125(1):100-6.

Hamada Y, Kondoh T, Noguchi K, Iino M, Isono H, Ishii H, et al. Application of limited cone beam computed tomography to clinical assessment of alveolar bone grafting: a preliminary report. *Cleft Palate Craniofac J*. 2005;42(2):128-37.

Haney E, Gansky SA, Lee JS, Johnson E, Maki K, Miller AJ, et al. Comparative analysis of traditional radiographs and cone-beam computed tomography volumetric images in the diagnosis and treatment planning of maxillary impacted canines. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(5):590-7.

Hassan B, Couto Souza P, Jacobs R, de Azambuja Berti S, van der Stelt P. Influence of scanning and reconstruction parameters on quality of three-dimensional surface models of the dental arches from cone beam computed tomography. *Clin Oral Invest*. 2010;14(3):303-10.

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.

Hintze H, Wiese M, Wenzel A. Cone beam CT and conventional tomography for the detection of morphological temporomandibular joint changes. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007;36(4):192-7.

Hishikawa T, Izumi M, Naitoh M, Furukawa M, Yoshinari N, Kawase H, et al. The effect of horizontal X-ray beam angulation on the detection of furcation defects of mandibular first molars in intraoral radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010;39(2):85-90.

Honda K, Arai Y, Kashima M, Takano Y, Sawada K, Ejima K, et al. Evaluation of the usefulness of the limited cone-beam CT (3DX) in the assessment of the thickness of the roof of the glenoid fossa of the temporomandibular joint. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004;33(6):391-5.

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.

Honey OB, Scarfe WC, Hilgers MJ, Klueber K, Silveira AM, Haskell BS, et al. Accuracy of cone-beam computed tomography imaging of the temporomandibular joint: comparisons with panoramic radiology and linear tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(4):429-38.

Horner K, Armitt G. Radiation Protection: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology. Evidence Based Guidelines. SEDENTEXCT project. 2011.
<http://www.eadmfr.info/guidelines-cbct-dental-and-maxillofacial-radiology>

Ikeda K, Kawamura A. Assessment of optimal condylar position with limited cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(4):495-501.

Kamburoglu K, Kilic C, Ozen T, Horasan S. Accuracy of chemically created periapical lesion measurements using limited cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010;39(2):95-9.

Kamburoglu K, Kilic C, Ozen T, Yuksel SP. Measurements of mandibular canal region obtained by cone-beam computed tomography: a cadaveric study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107(2):e34-42.

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.

Kau CH, Bozic M, English J, Lee R, Bussa H, Ellis RK. Cone-beam computed tomography of the maxillofacial region-an update. *Int J Med Robot*. 2009.

Kayipmaz S, Sezgin OS, Saricaoglu ST, Bas O, Sahin B, Kucuk M. The estimation of the volume of sheep mandibular defects using cone-beam computed tomography images and a stereological method. *Dentomaxillofac Radiol*. 2011;40(3):165-9.

Kim TS, Caruso JM, Christensen H, Torabinejad M. A comparison of cone-beam computed tomography and direct measurement in the examination of the mandibular canal and adjacent structures. *J Endod*. 2010;36(7):1191-4.

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.

Kumar V, Ludlow JB, Mol A, Cevitanes L. Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Dentomaxillofac Radiol*. 2007;36(5):263-9.

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.

Lamichane M, Anderson NK, Rigali PH, Seldin EB, Will LA. Accuracy of reconstructed images from cone-beam computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136(2):156 e1-6; discussion -7.

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

Lascale CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). Dentomaxillofac Radiol. 2004;33(5):291-4.

Leung CC, Palomo L, Griffith R, Hans MG. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010;137(4 Suppl):S109-19.

Liedke GS, da Silveira HE, da Silveira HL, Dutra V, de Figueiredo JA. Influence of voxel size in the diagnostic ability of cone beam tomography to evaluate simulated external root resorption. J Endod. 2009;35(2):233-5.

Lopes P. **Validação de medidas ósseas crânio-faciais por meio da tomografia computadorizada multislice em 3D.** 2006. p. (doutorado) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.

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.

Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LJ, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007;103(4):534-42.

Luk LC, Pow EH, Li TK, Chow TW. Comparison of ridge mapping and cone beam computed tomography for planning dental implant therapy. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011;26(1):70-4.

Lund H, Grondahl K, Grondahl HG. Accuracy and precision of linear measurements in cone beam computed tomography Accuitomo tomograms obtained with different reconstruction techniques. Dentomaxillofac Radiol. 2009;38(6):379-86.

Marmulla R, Wortche R, Muhling J, Hassfeld S. Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT. Dentomaxillofac Radiol. 2005;34(1):28-31.

Marques AP, Perrella A, Arita ES, Pereira MF, Cavalcanti Mde G. Assessment of simulated mandibular condyle bone lesions by cone beam computed tomography. *Braz Oral Res.* 2010;24(4):467-74.

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.

McWilliam JS, Welander U. The effect of image quality on the identification of cephalometric landmarks. *Angle Orthod.* 1978;48(1):49-56.

Melo SL, Bortoluzzi EA, Abreu M, Jr., Correa LR, Correa M. Diagnostic ability of a cone-beam computed tomography scan to assess longitudinal root fractures in prosthetically treated teeth. *J Endod.* 2010;36(11):1879-82.

Merrett SJ, Drage NA, Durning P. Cone beam computed tomography: a useful tool in orthodontic diagnosis and treatment planning. *J Orthod.* 2009;36(3):202-10.

Michetti J, Maret D, Mallet JP, Diemer F. Validation of cone beam computed tomography as a tool to explore root canal anatomy. *J Endod.* 2010;36(7):1187-90.

Moreira CR. **Validação de medidas maxilofaciais por meio da tomografia computadorizada por feixe cônico em 3D.** 2009. p. (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo., Bauru.

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.

Moshiri M, Scarfe WC, Hilgers ML, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(4):550-60.

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, Arijji E. Measurement accuracy of reconstructed 2-D images obtained by multi-slice helical computed tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(5):570-4.

Nakajima A, Sameshima GT, Arai Y, Homme Y, Shimizu N, Dougherty H, Sr. Two- and three-dimensional orthodontic imaging using limited cone beam-computed tomography. *Angle Orthod.* 2005;75(6):895-903.

Neelakantan P, Subbarao C, Subbarao CV. Comparative evaluation of modified canal staining and clearing technique, cone-beam computed tomography, peripheral quantitative computed tomography, spiral computed tomography, and plain and contrast medium-enhanced digital radiography in studying root canal morphology. *J Endod.* 2010;36(9):1547-51.

Ozer SY. Detection of vertical root fractures by using cone beam computed tomography with variable voxel sizes in an in vitro model. *J Endod.* 2011;37(1):75-9.

Parks ET. Computed tomography applications for dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000;44(2):371-94.

Peck JL, Sameshima GT, Miller A, Worth P, Hatcher DC. Mesiodistal root angulation using panoramic and cone beam CT. *Angle Orthod.* 2007;77(2):206-13.

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.

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.

Podesser B, Williams S, Bantleon HP, Imhof H. Quantitation of transverse maxillary dimensions using computed tomography: a methodological and reproducibility study. *Eur J Orthod.* 2004;26(2):209-15.

Razavi T, Palmer RM, Davies J, Wilson R, Palmer PJ. Accuracy of measuring the cortical bone thickness adjacent to dental implants using cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(7):718-25.

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.

Sakabe J, Kuroki Y, Fujimaki S, Nakajima I, Honda K. Reproducibility and accuracy of measuring unerupted teeth using limited cone beam X-ray CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007;36(1):2-6.

Sarikaya S, Haydar B, Ciger S, Ariyurek M. Changes in alveolar bone thickness due to retraction of anterior teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122(1):15-26.

Savage AW, Showfety KJ, Yancey J. Repeated measures analysis of geometrically constructed and directly determined cephalometric points. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1987;91(4):295-9.

Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am.* 2008;52(4):707-30, v.

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.

Senel B, Kamburoglu K, Ucok O, Yuksel SP, Ozen T, Avsever H. Diagnostic accuracy of different imaging modalities in detection of proximal caries. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010;39(8):501-11.

Sherrard JF, Rossouw PE, Benson BW, Carrillo R, Buschang PH. Accuracy and reliability of tooth and root lengths measured on cone-beam computed tomographs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(4 Suppl):S100-8.

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.

Sirin Y, Guven K, Horasan S, Sencan S, Bakir B, Barut O, et al. The influence of secondary reconstruction slice thickness on NewTom 3G cone beam computed tomography-based radiological interpretation of sheep mandibular condyle fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2010;110(5):638-47.

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.

Suomalainen A, Venta I, Mattila M, Turtola L, Vehmas T, Peltola JS. Reliability of CBCT and other radiographic methods in preoperative evaluation of lower third molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2010;109(2):276-84.

Swennen GR, Mollemans W, De Clercq C, Abeloos J, Lamoral P, Lippens F, et al. A cone-beam computed tomography triple scan procedure to obtain a three-dimensional augmented virtual skull model appropriate for orthognathic surgery planning. *J Craniofac Surg*. 2009;20(2):297-307.

Tomasi C, Bressan E, Corazza B, Mazzoleni S, Stellini E, Lith A. Reliability and reproducibility of linear mandible measurements with the use of a cone-beam computed tomography and two object inclinations. *Dentomaxillofac Radiol*. 2011;40(4):244-50.

Tsutsumi K, Chikui T, Okamura K, Yoshiura K. Accuracy of linear measurement and the measurement limits of thin objects with cone beam computed tomography: effects of measurement directions and of phantom locations in the fields of view. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(1):91-100.

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

Tyndall DA, Rathore S. Cone-beam CT diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications. *Dent Clin North Am.* 2008;52(4):825-41, vii.

Van Elslande D, Heo G, Flores-Mir C, Carey J, Major PW. Accuracy of mesiodistal root angulation projected by cone-beam computed tomographic panoramic-like images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(4 Suppl):S94-9.

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.

Varshosaz M, Tavakoli MA, Mostafavi M, Baghban AA. Comparison of conventional radiography with cone beam computed tomography for detection of vertical root fractures: an in vitro study. *J Oral Sci.* 2010;52(4):593-7.

Walker L, Enciso R, Mah J. Three-dimensional localization of maxillary canines with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128(4):418-23.

Walter C, Weiger R, Zitzmann NU. Accuracy of three-dimensional imaging in assessing maxillary molar furcation involvement. *J Clin Periodontol.* 2010;37(5):436-41.

Worthington P, Rubenstein J, Hatcher DC. The role of cone-beam computed tomography in the planning and placement of implants. *J Am Dent Assoc.* 2010;141 Suppl 3:19S-24S.

Yamashina A, Tanimoto K, Sutthiprapaporn P, Hayakawa Y. The reliability of computed tomography (CT) values and dimensional measurements of the oropharyngeal region using cone beam CT: comparison with multidetector CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008;37(5):245-51.

Zhang ZL, Qu XM, Li G, Zhang ZY, Ma XC. The detection accuracies for proximal caries by cone-beam computerized tomography, film, and phosphor plates. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2011;111(1):103-8.

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
e-mail: mferrari@fob.usp.br

Processo nº 201/2009

Bauru, 5 de março de 2010.

Senhor Professor,

O projeto de pesquisa encaminhado a este Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos, denominado “**Precisão e acurácia de medidas lineares da mandíbula em imagens 3D obtidas por meio da tomografia computadorizada de feixe cônico**”, de autoria de Thais Maria Freire Fernandes, que será desenvolvido sob sua orientação, foi enviado ao relator para avaliação.

Na reunião de 24 de fevereiro de 2010 o parecer do relator, **aprovando o projeto**, foi aceito pelo Comitê, considerando que não existem infrações éticas pendentes.

Informamos que qualquer alteração efetuada no trabalho de pesquisa, o pesquisador/orientador deverá comunicar ao CEP-FOB/USP, bem como ao final do trabalho enviar um Relatório para novo parecer, o qual será utilizado para publicação científica.

Atenciosamente,

Profª Drª Maria Teresa Atta

Coordenadora

Prof. Dr. José Fernando Castanha Henriques

Docente do Departamento de Odontopediatria, Ortodontia e Saúde Coletiva