JORGE DE SÁ BARBOSA

**Acurácia de medidas lineares em softwares de planejamento de implantes sobre
imagens de mandíbulas atróficas obtidas por tomografias computadorizadas de
feixe cônico com diferentes protocolos de aquisição**

São Paulo

2014

JORGE DE SÁ BARBOSA

**Acurácia de medidas lineares em softwares de planejamento de implantes sobre
imagens de mandíbulas atróficas obtidas por tomografias computadorizadas de
feixe cônico com diferentes protocolos de aquisição**

Versão corrigida

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

Área de Concentração: Diagnóstico Bucal

Orientador: Prof. Dr. Cláudio Costa

São Paulo

2014

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

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

Barbosa, Jorge de Sá.

Acurácia de medidas lineares em softwares de planejamento de implantes sobre imagens de mandíbulas atróficas obtidas por tomografias computadorizadas de feixe cônico com diferentes protocolos de aquisição / Jorge de Sá Barbosa; orientador Cláudio Costa. -- São Paulo, 2014.

109 p. : il.: fig., tab. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Diagnóstico Bucal. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida.

1. Tomografia computadorizada por emissão. 2. Implante dentário - Planejamento. 3. Softwares – Odontologia. 4. Doenças mandibulares. 5. Reabilitação Bucal. I. Costa, Claudio. II. Título.

Barbosa JS. Acurácia de medidas lineares em softwares de planejamento de implantes sobre imagens de mandíbulas atroficas obtidas por tomografias computadorizadas de feixe cônico com diferentes protocolos de aquisição. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Aprovado em: / /2014

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a)._____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a)._____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a)._____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a)._____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a)._____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Com todo meu amor e gratidão...

Dedico este trabalho,

às três mulheres da minha vida:

Maria Helena , mãe maravilhosa, meu porto seguro, exemplo de amor e dedicação aos filhos.

Vanessa , esposa amada, por compartilhar todos os nossos sonhos, meu alicerce, conselheira... meu amor.

Manuela , filha adorada, maior presente de Deus, por dar um significado muito maior à minha vida.

Amo vocês...

AGRADECIMENTOS

A Deus, por tudo que tem me proporcionado nesta vida, principalmente pela família que me deu, meu pai Jorge Barbosa, mãe Lena , irmãos Hugo e Jonathan, toda minha família. Meus exemplos são maravilhosos o que aumenta minha responsabilidade de sempre estar no caminho correto e de me dedicar de verdade ao que amo e acredito;

À minha amada e dedicada esposa Vanessa Ribeiro Pires Barbosa, incentivadora em tudo aquilo ao que me proponho realizar. A grande mulher que sempre sonhei em ter ao meu lado, amor, você sabe que sem seu apoio nada disso seria possível. Obrigado por tudo, te amo mais a cada dia;

À minha filha Manuela, por sem saber me inspirar a evoluir, querer oferecer a você um mundo melhor, por querer brincar ou que eu conte uma estória quando estou mais cansado ou atarefado, por me tornar uma pessoa melhor. E por entender que os momentos juntos aos que amamos são os mais importantes.;

Um agradecimento muito especial ao meu ORIENTADOR e AMIGO Prof. Dr. Cláudio Costa. Obrigado pela amizade, dedicação, disponibilidade, e principalmente pelo conhecimento transmitido. Acredito que na carreira acadêmica precisamos sempre de referências e o senhor se tornou para mim um exemplo de respeito, cuidado, compreensão e competência. Muito obrigado e tenho certeza que continuaremos a realizar muitas coisas juntos;

À querida Profa. Titular da disciplina de Radiologia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, Dra. Marlene Fenyo S. M. Pereira, pela chance, oportunidade, confiança. Obrigado;

Aos professores da disciplina de Radiologia e do departamento de Estomatologia, os quais convívio sempre foi prazeroso e enriquecedor: Prof. Dr. Jefferson Xavier de Oliveira, Profa. Dra. Emiko Saito Arita, Prof. Dr. Israel Chilvarquer, Prof. Dr. Evângelo Tadeu Terra Ferreira, Prof. Dr. Cláudio Fróes de Freitas, Prof. Dr. César Ângelo Lascale, e Prof. Dr. Marcelo de Gusmão Paraíso Cavalcanti;

Aos todos professores da FOU SP que contribuíram para minha evolução durante esses anos de doutorado, nos créditos, clínicas, departamentos;

Ao Prof. Dr. Igor Studart Medeiros, do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral da FOU SP, pela autorização e cessão do Laboratório para o preparo dos espécimes. Obrigado pela receptividade e atenção;

À Profa. Dra. Miriam Turbino, do Departamento de Dentística Restauradora FOU SP, pela contribuição na análise estatística. Obrigado pelo cuidado e carinho com que nos atendeu, realmente um grande apredendizado no final no curso;

À nossa querida secretária do departamento de Radiologia Maria Aparecida Pinto. Cidinha, realmente você faz a diferença, sempre prestativa e competente. Muito obrigado de coração. Janete e Izilda, pessoas especiais. Obrigada pela paciência, carinho, atenção;

Ao meus amigos irmãos e também pós-graduandos José Narciso Assunção Junior e Rodrigo Alves Ribeiro. Foram muitos momentos maravilhosos agora, mas que já acontecem há anos. Meu amigo Narciso embora sejamos tão diferentes, nossos valores nos deixam parecidos, obrigado. Meu também irmão Rodrigo Xandu, impossível lembrar tudo de bom que já fizemos juntos, é sempre um prazer trabalharmos juntos, mas acima de tudo está nossa amizade;

Aos meus colegas da pós-graduação, do mestrado e doutorado, realmente foram momentos prazerosos e intensos , em especial ao amigos inesquecíveis: Mirna, Luiza, Mariana e Arthur. Foram momentos fantásticos que levarei para o resto da vida;

Ao grande amigo e sábio Prof. Dr. Luiz Alberto Plácido Penna, um grande incentivador e orientador da minha carreira acadêmica. Professor obrigado por todo cuidado e tempo dedicado, sempre preocupado com a qualidade naquilo que me envolvo. O senhor sabe que é um dos grandes responsáveis por eu ter chego até aqui. Tenho certeza que um dia terá orgulho de ter acreditado em mim. Obrigado de coração;

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, por me permitir realizar este sonho e fazer parte desta grande família;

À minha Faculdade de Odontologia de Santos da Universidade Metropolitana de Santos, onde me tornei cirurgião-dentista e tenho aprendido até hoje a me tornar um professor. Em especial ao Coordenador Pedagógico Prof. Dr. Haroldo Arid Soares,

Profa. Renata Viegas e Profa. Márcia P. Da Fonseca Tubel por sempre acreditarem no meu trabalho. Agradeço também aos meus colegas docentes da UNIMES, todos esses anos de convivência foram um aprendizado constante. O meu obrigado à Profa. Dra. Sandra Kalil responsável pela disciplina de Clínica Integrada da qual faço parte, por sempre confiar e incentivar minha evolução, minha gratidão;

Aos meus amigos das disciplinas de Prótese e Reabilitação Oral da graduação e pós-graduação da UNIMES: Prof. Dr. Henrique Cerveira Neto, Prof. Rui Manuel Sampaio, Profa. Cristiane Dias da Silva Mendes, Profa. Larissa Raimundo Barbosa e meu amigo irmão Prof. Wagner Ferreira do Nascimento. Vocês me fizeram crescer, me motivando a cada dia, tornando prazerosa e divertida a difícil missão do ensinar. Muito obrigado de verdade;

Ao meu amigo e coordenador dos cursos de pós-graduação em Implantodontia da UNIMES Prof. José Márcio Barbosa Leite do Amaral. Obrigado pela parceria, confiança e incentivo, nosso convívio tem sido um aprendizado constante;

Ao meu amigo irmão mais velho José Antonio dos Santos Junior, nunca esquecerei tudo o que fez por mim, realmente uma referência desde o meu início na odontologia. Obrigado por ter me incentivado e cuidado como um irmão;

Ao amigo de toda vida, Caio Roman Torres, nossa parceria vem de antes da odontologia, continuando no mestrado, na UNIMES e com certeza estaremos sempre juntos.

Ao meus alunos e pacientes por sempre acreditarem e incentivarem minha evolução, a alegria mesclada de ensinar e exercer a odontologia me proporciona sensações indescritíveis compartilhada com vocês. Obrigado!

RESUMO

Barbosa JS. Acurácia de medidas lineares em softwares de planejamento de implantes sobre imagens de mandíbulas atroficas obtidas por tomografias computadorizadas de feixe cônico com diferentes protocolos de aquisição. [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2014. Versão corrigida.

O objetivo neste estudo foi avaliar a acurácia de softwares de planejamento de implantes sobre imagens de mandíbulas atroficas obtidas por tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) com diferentes protocolos de aquisição. Foram utilizadas 10 mandíbulas desdentadas totais que receberam 8 marcações em regiões normalmente utilizadas para colocação de implantes (4 em região anterior e 4 em região posterior), sobre estas foram aderidos fios ortodônticos a fim de padronizar as regiões. Então as mandíbulas foram submetidas à TCFC com 2 protocolos de aquisição, P1 (voxel 0,25mm) e P2 (voxel 0,125mm), e as imagens analisadas por 3 softwares de planejamento de implantes, sendo eles: Xoran versão 5.0 (XR) (Xoran Technologies® Inc, Ann Harbor, MI, USA); DentalSlice versão 2010 (DS) (Bioparts®, Brasília, Brasil) e OsiriX 1.2 (OX) (Pixmeo®, Genebra, Suíça). Foram realizadas medidas lineares nas regiões de maior extremidade em altura, largura, e altura da crista do rebordo até o teto do canal mandibular. Exatamente sobre as 8 demarcações as mandíbulas foram seccionadas para mensuração direta por meio de paquímetro digital. A correlação intraclasse (ICC) foi utilizada para calcular a confiabilidade intraexaminador (ICC=0,997) e interexaminador (ICC=0,995) obtendo uma excelente reprodutibilidade, assim para P1 e P2 em todos os softwares analisados para todos os tipos de mensurações. Para análise da precisão, os dados foram submetidos a análise estatística pelo teste “t” de Student, analisados entre dois grupos, e posteriormente a frequência de significância foi analisada pelo teste Exato de Fisher. As imagens mensuradas no software Xoran com voxel 0,125mm obtiveram resultados mais próximos das medidas reais, assim como o volume total de imagens de todos os softwares. Os resultados mostraram diferença entre os softwares Xoran e Osirix para os

diferentes voxels, sugerindo apenas o voxel de 0,125mm para o uso do OsiriX em mandíbulas atroficas.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada de feixe cônico Planejamento de implante. Voxel. Software. Mandíbulas atroficas.

ABSTRACT

Barbosa JS . Accuracy of linear measurements in implant planning software on images of atrophic jaws obtained by cone beam computed tomography with different acquisition protocols [thesis]. Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2014.

The objective of this study was to evaluate the accuracy of implant planning software of images assessed from atrophic jaws using cone beam computed tomography (CBCT) with different acquisition protocols. Ten total edentulous jaws received 8 markings in areas normally used for implant placement (4 in anterior and 4 posterior region) were used on orthodontic wires bonded to standardize regions. The jaws were scanned CBCT 2 acquisition protocols , P1 (0.25 mm voxel) and P2 (0.125 mm voxel) , and analyzed by 3 implant planning software images: Xoran version 5.0 (XR) (Xoran Technologies ® Inc. , Ann Arbor , MI , USA) ; DentalSlice 2010 version (DS) (Bioparts ®, Brasilia, Brazil) and OsiriX 1.2 (OX) (Pixmeo ®, Geneva, Switzerland). Linear measurements were made in regions of higher end in height, width , and height of the crest of the ridge to the roof of the mandibular canal. Just about the demarcations jaws were sectioned for direct measurement by digital caliper. The intraclass correlation coefficient (ICC) was used to calculate the intra-rater reliability (ICC = 0.997) and interexaminador (ICC = 0.995) obtaining excellent reproducibility. For accuracy analysis , the data were analyzed statistically by the " t test , analyzed between two groups, and then the frequency of significance was analyzed by Fisher exact test. The images measured in Xoran software with 0.125 mm voxel got closer to the actual outcomes measures, as well as the total volume of all software images . The results showed differences between the Xoran and OsiriX software for different voxels , suggesting only 0.125 mm voxel for using OsiriX in atrophic jaws .

Keywords: Cone beam computed tomography. Implant planning. Voxel. Software. Atrophic jaws.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 -	Mandíbulas desdentadas com o reabsorção alveolar.....	54
Figura 4.2 -	Adaptação da mandíbula paralelômetro (delineador protético)	55
Figura 4.3 -	Delineamento com lapiseira com ponta 0.5mm em mandíbula adaptada ao paralelômetro.....	55
Figura 4.4 -	Padronização entre as marcações com 10mm conferidas com paquímetro digital.....	56
Figura 4.5 -	Demarcações paralelas por toda a mandíbula adquiridas com o uso do delineador.....	56
Figura 4.6 -	Fixação do fio ortodôntico sobre as marcações.....	57
Figura 4.7 -	Fenda realizada com broca diamantada FKG 1011–HL para padronizar o local à mensurar.....	58
Figura 4.8 -	Tela do software Xoran [®] após a geração de imagem de reconstrução panorâmica e corte transaxial	59
Figura 4.9 -	Cortes parassagittais no Xoran [®] para visualização. Em destaque, corte apropriado para aferição das três medidas em questão neste estudo (AT, LT, ATC).....	60
Figura 4.10 -	Tela do software de planejamento DentalSlice [®] com reconstruções multiplanares, e utilização das referência padronizadas para todos os softwares para obtenção das medidas lineares.....	61

Figura 4.11 -	Tela do software de planejamento OsiriX [®] com reconstruções multiplanares, e utilização das referência padronizadas para todos os softwares para obtenção das medidas lineares.....	61
Figura 4.12 -	Tela do software de planejamento OsiriX [®] com corte panorâmico, e transaxiais utilizados para mensurações lineares com referências pré-estabelecidas.....	62
Figura 4.13 -	Cortadeira com disco metálico para seccionar os fragmentos mandibulares.....	63
Figura 4.14 -	Corte aproximado do limite da marcação dos fios ortodônticos na máquina de cortar metais EXTEC [®] Labcut 1010.....	64
Figura 4.15 -	Polimento de um dos fragmentos mandibulares até a superfície precisa do fio ortodôntico, com a máquina EcoMet 3000.....	64
Figura 4.16 -	Imagem aproximada do fragmento mandibular para polimento na exata superfície do fio ortodôntico no equipamento EcoMet 3000.....	65
Figura 4.17 -	Corte e polimento finais para a mensuração do padrão ouro.....	65
Figura 4.18 -	Mensuração da medida linear de altura total (AT) diretamente com o paquímetro.....	66

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 -	Frequência de ocorrência estatística nas comparações do tamanho de voxel com o a medida real para o software Xoran (XR).....	68
Tabela 5.2 -	Frequência de ocorrência estatística nas comparações do tamanho de voxel com o a medida real para o software DentalSlice (DS).....	69
Tabela 5.3 -	Frequência de ocorrência estatística nas comparações do tamanho de voxel com o a medida real para o software OsiriX (OX).....	69
Tabela 5.4 -	Análise estatística por meio do teste Exato de Fisher (análise de frequência, Significância em 5%) comparando os resultados do teste t para os tamanhos de voxel de 0,125 e 0,25 no software Xoran (XR) com o tamanho real, analisando o total de significância em todas as medidas lineares em todos os cortes com valor de $p=0,0104$	69
Tabela 5.5 -	Análise estatística por meio do teste Exato de Fisher (análise de frequência, Significância em 5%) comparando os resultados do teste t para os tamanhos de voxel de 0,125 e 0,25 no software DentalSlice (DS) com o tamanho real, analisando o total de significância em todas as medidas lineares em todos os cortes com valor de $p=1,00$	70
Tabela 5.6 -	Análise estatística por meio do teste Exato de Fisher (análise de frequência, Significância em 5%) comparando os resultados do teste t para os tamanhos de voxel de 0,125 e 0,25 no software Osirix (OX) com o tamanho real, analisando o total de significância em todas as medidas lineares em todos os cortes com valor de $p=0,4506$	70
Tabela 5.7 -	Análise estatística por meio do teste Exato de Fisher (análise de frequência, Significância em 5%) comparando os resultados do teste t para os tamanhos de voxel de 0,125mm e 0,25mm para todos os softwares em conjunto (XR; DS e OX) com o tamanho real, analisando o total de significância em todas as medidas lineares em todos os cortes com valor de $p=0,0293$	71

Tabela 5.8 -	Análise estatística por meio do teste Exato de Fisher (análise de frequência, Significância em 5%- $p \leq 0.05$) comparando os resultados do teste t para os softwares Xoran e OsiriX analisando o total de significância em todas as medidas lineares em todos os cortes. $p=0,0043$	72
Tabela 5.9 -	Análise estatística por meio do teste Exato de Fisher (análise de frequência, Significância em 5%- $p \leq 0.05$) comparando os resultados do teste t para os softwares DentalSlice (DS) e OsiriX (OX) analisando o total de significância em todas as medidas lineares em todos os cortes com valor de $p=0,7164$	72
Tabela 5.10-	Análise estatística por meio do teste Exato de Fisher (análise de frequência, Significância em 5%) comparando os resultados do teste t para os softwares Xoran (XR) e DentalSlice (DS) analisando o total de significância em todas as medidas lineares em todos os cortes com valor de $p=0,1818$	72
Tabela 5.11-	Análise estatística por meio do teste Exato de Fisher (análise de frequência, Significância em 5%) comparando os resultados do teste t para os softwares DentalSlice (DS) e OsiriX (OX) analisando o total de significância em todas as medidas lineares em todos os cortes com valor de $p=0,4801$	73
Tabela 5.12 -	A confiabilidade das medidas utilizando ICC foi aplicada para avaliar: Ex1 X Ex2 (examinador 1 x examinador 2), Ex1T1 x Ex1T2 (examinador 1, momento 1 X examinador 2, momento 2) e Ex1 X real (examinador 1xmedida real com o paquímetro).....	74

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	14
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	16
2.1 Tomografias computadorizadas e suas propriedades.....	16
2.2 Variações no tamanho do voxel e suas implicações.....	39
2.3 Softwares de análise de imagens e planejamento de implante.....	44
3 PROPOSIÇÃO.....	52
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	53
4.1 Materiais.....	53
4.1.1 Amostras.....	53
4.2 MÉTODOS.....	54
4.2.1 Preparo das Amostras.....	54
4.2.2 Escaneamentos.....	58
4.2.3 Aferições.....	59
4.2.4 Seccionamentos.....	63
4.2.5 Análise Estatística.....	67
5 RESULTADOS.....	68
5.1 Variação: Voxel de 0,125mm e 0,25mm.....	68
5.2Variação: Software Xoran[®], DentalSlice[®] e OsiriX[®].....	71
5.3 Variação: Examinadores e momentos.....	73
6 DISCUSSÃO.....	75
6.1 TCFC – Tomografia computadorizada de feixe cônico.....	75
6.2 Tamanho do voxel.....	78
6.3 Software de análise de imagens.....	82
7 CONCLUSÕES.....	86
REFERÊNCIAS.....	87
ANEXOS.....	95
APÊNDICES.....	98

1 INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) está entre as maiores descobertas com inúmeras aplicações importantes na odontologia nos últimos anos. Entre suas vantagens temos a diminuição no tempo do exame, a alta precisão, bem como a possibilidade de reconstruções tridimensionais, favorecendo a visualização anatômica e patológica do complexo maxila-mandíbula e ainda contribuindo para precisão de intervenções cirúrgicas, mas sem dúvida sendo a diminuição da dose de radiação um dos maiores benefícios ao paciente (Roberts et al., 2009).

Com a evolução tecnológica dos aparelhos de TCFC várias possibilidades de protocolos de aquisição das imagens tornaram-se possível, com algumas alternativas para tamanho do voxel, tempo de aquisição, intervalo de reconstrução e FOV (*Field Of View* – área de interesse do exame) entre outras.

O uso da TCFC inclui planejamento de implantes dentários, imagens da articulação temporomandibular, localização do canal mandibular, estudo de dentições mistas, planejamento de dispositivos ortodônticos de ancoragens temporárias, cefalometria em imagens de reconstrução, segmentação de regiões de interesse para ortodontia, identificação e localização de lesões patológicas benignas e malignas, fendas palatinas, trauma e fraturas relacionadas, avaliação de problemas endodônticos, localização de dentes supranumerários, avaliação de altura e volume de rebordos alveolares, avaliação do crescimento e desenvolvimento do complexo craniofacial, análise das vias aéreas e estudo do desenvolvimento de guias cirúrgicos e stents, defeitos de periimplantite, planejamentos pré-cirúrgicos de cirurgias ortognáticas (Ballrick et al., 2008; Moreira et al., 2009; Maloney et al., 2011; Golubovic et al., 2012; Rangel et al., 2013).

A introdução da TCFC para imagens da região maxilofacial proporcionou uma verdadeira mudança de paradigma, do diagnóstico 2D para 3D e aproximando muito os dados adquiridos às imagens reconstruídas, sendo que a importância da TCFC para todas as áreas da odontologia é sem precedentes, visto que criou uma revolução nas imagens maxilofaciais disponíveis (Scarfe; Farman, 2008).

Baseados nestas reconhecidas propriedades, vários softwares de manipulação e intervenção virtual foram sendo desenvolvidos de tal forma que hoje podemos realizar um planejamento virtual da colocação de implantes, produzir um guia cirúrgico prototipado baseado neste planejamento e a intervenção conservadora por meio de cirurgias sem incisão com a utilização destes guias, o que melhora em muito os benefícios para o paciente. Além do planejamento da colocação de implantes os softwares permitem observações e mensurações tridimensionais das estruturas ósseas remanescentes sendo de grande importância principalmente em áreas críticas e atróficas com proximidade de estruturas anatômicas nobres, como por exemplo o canal mandibular (Worthington et al., 2010).

A crescente criação e utilização de softwares de planejamento virtual para cirurgias de implantes faz-se necessária a verificação da acurácia destas ferramentas, bem como da alteração desta com mudanças nos protocolos de aquisição das imagens de TCFC. Desta forma o presente estudo *in vitro* tem por objetivo avaliar a acurácia das medidas lineares de softwares de planejamento de implantes sobre imagens obtidas de mandíbulas atróficas por meio de TCFC com diferentes protocolos de aquisição.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Diversos autores abordaram características físicas das imagens tomográficas e suas correlações com o planejamento para implantes. Diante disto serão analisados os aspectos diretamente relacionados com a acurácia das tomografias, tamanho dos voxels e softwares para planejamento.

2.1 Tomografias computadorizadas e suas propriedades

Mozzo et al. (1998) apresentaram à época, um novo tipo de aparelho de tomografia computadorizada (TC) que utilizava um feixe de raios X em forma de cone (TCFC), onde a aquisição de dados ocorreria em apenas um giro de 360° em torno da cabeça do paciente, diferentemente da TC Helicoidal que se utiliza de diversas voltas sistemáticas em torno da cabeça do paciente. As doses de radiação são cerca de seis vezes menores que a TC Helicoidal, o tempo de exame diminuído e o valor do equipamento menos oneroso. Porém a TC de feixe cônico (TCFC) apresenta desvantagens, como o espalhamento da radiação e limitada fileira de detectores de raios X. Neste estudo os autores estudaram o sistema cone beam em relação à TC Helicoidal para o planejamento de implantes e as medidas da TCFC variaram em largura apenas de 0,8% a 1% e em altura a variação ficou em cerca de 2,2%.

Em 2002, Ziegler et al. afirmaram que as técnicas de diagnóstico por imagens tridimensionais, como as tomografias computadorizadas e a ressonância magnética, estavam se tornando cada vez mais importantes no diagnóstico por imagem da região maxilo facial. No entanto, a tomografia computadorizada envolve uma dose de radiação consideravelmente maior que as radiografias convencionais, e custos significativamente mais elevados. Segundo os autores, a TCFC é uma técnica que produz imagens tridimensionais semelhantes à TC Helicoidal, porém utilizando-se de uma dose de radiação comparável com radiografia panorâmica e a um custo menor. Os autores descreveram ainda que, a TCFC é um dispositivo que consiste em um tubo de raios x que perfaz uma volta 360° em volta da cabeça do paciente, com uma potência máxima de 110 kVp e 10 mAs, onde o detector de raios x deste sistema

consiste em um intensificador de imagem com uma janela de 8 X 8 polegadas e um fator de intensificação de 22:1 e a gravação das imagens é realizada em uma matriz de 752 X 582 pixels. Os dados iniciais são apresentados como uma tomografia lateral onde, após essa reconstrução preliminar, reconstruções secundárias, como sagital, coronal, cortes para-axiais e reconstruções 3D podem ser geradas. Quanto à precisão das imagens, os autores concluíram que o exame detém de uma precisão geométrica de décimos de milímetros.

Os estudos de Kobayashi et al. (2004) avaliaram a acurácia da mensuração de distâncias em imagens produzidas por TCFC. Cinco mandíbulas de cadáveres foram examinadas por TC espiral e por TCFC. A distância vertical de um ponto de referência até o rebordo alveolar foi medida por um paquímetro num corte da mandíbula e a medida do erro nas imagens de TC foi calculada em porcentagens, baseada nos valores reais e nos valores das medidas obtidas pelas imagens de TC. Os erros de mensuração variaram de 0 a 1,11 mm (0% a 6.9%) na TC espiral e de 0,01 a 0,65 mm (0,1% a 5,2%) na TCFC, com erros de mensuração de 2,2% e 1,4%, respectivamente. Assim, os autores sugerem que a distância pode ser medida de forma acurada por meio da TCFC. O tamanho das imagens sólidas retangulares obtidas pela TCFC (30 mm de largura e 42,7 de extensão) é considerado adequado para a observação da estrutura óssea mandibular para a avaliação pré-operatória antes da colocação do implante, especialmente devido ao relativo pequeno tamanho das imagens que limita a exposição do paciente à radiação.

Lascala et al. (2004) realizaram a análise da acurácia de mensurações lineares obtidas por tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC-NewTom), levando-se em consideração, de acordo com os autores, que esse método é caracterizado pela rápida aquisição volumétrica da imagem com uma baixa dose de radiação ao paciente. Diante disso, o NewTom (NewTom 9000; Quantitative Radiology, Verona, Italy) é um exemplo de aparelho que se presta à obtenção de imagens dentais e maxilofaciais, particularmente com o intuito de planejamento cirúrgico e protético no campo da odontologia. Para esse estudo, obtiveram treze mensurações em oito crânios secos entre sítios anatômicos internos e externos usando um paquímetro. Essas foram consideradas as medidas reais. Em seguida os crânios secos foram submetidos aos exames imaginológicos da TCFC. As distâncias das medidas

radiográficas dos mesmos sítios anatômicos nos crânios secos foram feitas por meio do software NewTom QR-DVT 9000, com secção de 2 mm dos cortes axiais e sagitais ou reconstruções coronais. Os dados foram comparados por teste-t de Student pareado. Os resultados mostraram que as mensurações reais sempre eram maiores que aquelas das imagens obtidas pela TCFC, entretanto, essas diferenças só foram consideradas relevantes para medições de estruturas internas da base do crânio. Concluíram nesse estudo, portanto, que embora a imagem tomográfica subestime as reais distâncias entre os sítios craniais, as diferenças são significativas apenas para a base cranial e, além disso, é confiável para a mensuração linear de estruturas mais relacionadas à imaginologia dentomaxilofacial.

Em 2005, Marmulla et al. também trabalharam com o NewTom 9000, e verificaram sua acurácia geométrica. O objetivo foi determinar a acurácia geométrica dos tomogramas digitais, a fim de avaliar sua facilidade de uso no planejamento de implantes. Utilizaram, para esse fim, um objeto com 216 pontos de mensuração, cuja geometria era exatamente conhecida, e que foi exposto aos raios x por meio do escaner de feixe cônico do NewTom. Posteriormente, a geometria do volume da imagem do objeto foi comparada com o corpo original. Os resultados dessa análise que, considerando todas as três coordenadas axiais (os três planos da imagem), a média dos desvios geométricos de 0.13 ± 0.09 mm com um máximo desvio de 0.03 mm foi determinado. Esses desvios geométricos estão abaixo do poder de resolução do tomógrafo. Dessa maneira, concluíram, as tomografias digitais do NewTom 9000 apresentam imagens que são geometricamente corretas e, de um ponto de vista geométrico, adequado para o planejamento tridimensional de implantes dentários.

Pinsky et al. (2006) concluíram que a TCFC tem potencial para ser um método exato, prático e não invasivo para determinar, com confiança, o tamanho e volume de lesões ósseas do complexo buco maxilo facial. Nesta publicação os autores realizaram perfurações de profundidades de 4 mm, 5 mm, 6 mm e 7 mm, e de diâmetros de 4 mm, 6 mm, 8 mm e 10 mm em blocos acrílicos e em uma mandíbula humana e realizaram escaneamento com um sistema de TCFC (I-Cat®, Kavo - Imaging Science, USA). As medidas tinham tamanhos diversos e pré- definidos, sendo seus volumes definidos por um software (Analyze®, Analyze Direct Inc., Minnesota, USA). As medições dos exames foram realizadas virtualmente por

intermédio de um software de tratamento de imagem (Xoran®, Michigan, USA).

Para Danforth e Miles (2007), em menos de uma década a TCFC revolucionou a radiologia com interesse na região maxilo facial, onde as primeiras publicações dessa tecnologia foram apresentadas no final dos anos 90. Os autores relataram que nesta tecnologia, as tomadas das imagens são realizadas, em sua grande maioria, com o paciente em pé ou sentado, e realizadas por um único giro de 360° em torno da cabeça do paciente, diferentemente da tecnologia da TC Helicoidal que requerem repetições múltiplas do escaneamento para se conseguir a mesma imagem. Os autores relatam ainda que a TCFC pode ser utilizada em diversas áreas da Odontologia, principalmente na Implantodontia, onde é possível visualizar com extrema precisão as estruturas nobres dos maxilares com medidas reais.

Ainda em 2007, Ludlow et al. concluíram que a TCFC fornece medidas razoavelmente precisas da anatomia mandibular e que a variação no posicionamento do crânio no momento do escaneamento tomográfico não interfere na precisão das imagens obtidas. Neste estudo os autores realizaram tomografias pela tecnologia cone beam (NewTom® 9000, Quantitative Radiology, Verona, Italy) de 28 crânios secos, em posições de escaneamento variadas e realizaram medidas entre pontos anatômicos dos crânios. As medidas realizadas no software foram realizadas nos cortes panorâmico e axial e um paquímetro digital (Absolute Digimatic®, Mitutoyo America Corporation, Aurora, USA) foi utilizado para realizar as medidas diretamente no crânio.

Paes et al. (2007) compararam a acurácia de imagens de tomografias computadorizadas *Singleslice* (TCSS) com *Multislice* (TCMS) para análise da proximidade da crista óssea ao canal mandibular, pois segundo os autores, a precisão destas imagens destas regiões é de grande importancia para o planejamento nas reabilitações por implantes. Foram utilizados 26 filmes impressos (7 TCSS e 19 TCMS) provenientes do arquivo de imagens do Labi 3D (Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo). As imagens foram analisadas por 2 examinadores mensurando as distâncias em 2 momentos para avaliar a reprodutibilidade dos exames. Os dados foram submetidos à análise estatística que demonstrou uma reprodutibilidade melhor para as imagens de TCMS.

Scarfe e Farman (2008) afirmaram que a introdução da TCFC para imagens da

região maxilofacial proporcionou uma verdadeira mudança de paradigma, do diagnóstico 2D para 3D e aproximando muito os dados adquiridos às imagens reconstruídas. Para os autores, a importância da TCFC para todas as áreas da odontologia é sem precedentes, visto que criou uma revolução nas imagens maxilofaciais disponíveis.

Avaliando as vantagens da evolução das imagens do complexo maxilofacial White e Pharoah (2008), descreveram a evolução para tecnologia digital tanto nas intraorais como as extraorais, com destaque especial para TCFC que proporcionou a análise precisa em 3D mesmo em imagens seccionais muito finas. Para os autores a utilização da TC helicoidal na odontologia ainda continua indicada para diagnóstico de tecidos moles visto que as imagens de TCFC não permitem análises definidas destas regiões.

Suomalainen et al. (2008) avaliaram a precisão das medidas lineares obtidas com TCFC e TC multislice (TCMS), alterando as doses de radiação utilizando o protocolo de exame pré-operatório de implantes orais como modelo. Foi utilizada uma mandíbula de cadáver humano, e imagens de duas áreas desdentadas e uma área dentada foram mensuradas.. A mandíbula foi imersa em solução de sacarose isointensa. Dois examinadores mensuraram quatro distâncias lineares, duas vezes em cada corte (para ambos os exames), repetidas após duas semanas. A mandíbula foi cortada em 4 mm de espessura em três lugares marcados. Estes cortes foram microradiografados e utilizados como padrão-ouro para as medições de cada corte. Os resultados mostraram reprodutibilidade excelente para correlações intraclasse obtidas com os diferentes métodos. O erro de medição (ME) mostrou diferenças significativas entre os métodos estudados. A redução da dose de radiação de TCMS para menos de um quarto do seu valor original convencional não afetou significativamente o ME. Os autores concluíram que a TCFC é uma ferramenta confiável para planejamento de implante quando comparado com TCMS e que redução da dose de radiação poderia ser avaliada para exames de TCMS sem uma grande perda de precisão.

Em 2008 Ballrick et al. propuseram a avaliação de imagens produzidas por um aparelho de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) (i-CAT) para mensurações e resolução espacial (isto é, a habilidade de separar dois objetos em

pequena proximidade na imagem) para todas as medidas e em todas as dimensões. Para tal, os materiais e métodos utilizados foram um fantoma customizado contendo marcadores de metal crômio de 0.3 mm de diâmetro e separados aproximadamente 5 mm um do outro em três planos espaciais, o qual foi desenvolvido para análise de distorções e mensuração da acurácia. Esse fantoma foi escaneado no tomógrafo utilizando-se todas as 12 medidas comercialmente disponíveis. A distância entre os marcadores foi medida três vezes nas imagens em terceira dimensão usando-se o formato DICOM para leitura das aquisições de informações e também três vezes diretamente no fantoma com um paquímetro digital de ponta fina. Um fantoma com linhas pareadas foi utilizado para avaliar a resolução espacial. Trinta avaliadores analisaram as imagens e designaram uma resolução de 0,2 a 1,6 mm de acordo com a separação entre as linhas pareadas. Diante disso, os resultados obtidos foram que não houve diferenças estatísticas significativas entre as imagens tridimensionais para nenhuma das medidas informadas, em nenhuma dimensão, ou em imagens divididas por terços em termos de acurácia da mensuração. A comparação dessas mensurações em TCFC e diretamente no paquímetro digital mostraram que uma diferença estatisticamente significativa ($p < 0,01$). Entretanto, a diferença absoluta foi menor que 0,1 mm e provavelmente não é significativa clinicamente para muitas aplicações práticas. A pior resolução espacial encontrada foi 0,86 mm. A resolução espacial foi mais baixa em escâneres mais rápidos e de tamanhos de voxels mais largos. Assim, concluíram que o aparelho de TCFC tem clinicamente mais medidas acuradas e resolução aceitável.

Em um estudo que tinha o objetivo de avaliar a precisão das medições feitas em exames de TCFC comparadas com as medições feitas em uma máquina de medição por coordenadas (CMM), que foi considerado a como padrão-ouro, Lagravère et al. (2008) concluíram que as imagens produzidas por uma TCFC, utilizando um aparelho NewTom 3G® (QR, Verona, Itália), são precisas e reproduzem a proporção de 1 para 1 entre a imagem e a realidade. Neste trabalho os autores posicionaram dez marcadores de titânio (6 mm de diâmetro X 3 mm de altura) sobre uma mandíbula sintética realizada por prototipagem rápida onde foram realizadas medidas lineares e angulares por meio de um software (AMIRA®, Mercury Computer Systems, Berlin, Germany), onde os dados gravados em DICOM são

reconstruídos diretamente no programa. Foram realizadas 4 tomografias do protótipo, duas com um campo de visão (FOV) de 9 polegadas e outras duas com um FOV de 12 polegadas. Utilizando o teste estatístico t de Student, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre as medidas lineares e angulares da CMM e as medidas das imagens da TCFC, tendo os resultados diferindo em menos de 1 mm quando medidas lineares e em menos de 1° quando medidas angulares.

Loubele et al. (2008), em publicação que teve como objetivo avaliar a precisão das imagens de quatro sistemas de TCFC e a dose de radiação despendida pelos mesmos tomógrafos, concluíram que os resultados obtidos pelo tomógrafo I-CAT® (Kavo - Imaging Science, USA) foi o melhor em relação ao custo biológico X benefícios entre os quatro sistemas. Neste trabalho os autores utilizaram um fantoma em formato de crânio, que foi escaneado nos seguintes sistemas de feixe cônico: Accuitomo 3D® (J Morita MFG. Corp., Kioto, Japão), CB MercuRay® (Hitachi Medical Systems America, USA), NewTom 3G® (QRV, Itália), I-CAT® (Image Science, USA). Foram realizadas medidas lineares nas imagens tomográficas e comparadas com as medidas reais, por meio da análise de segmentação de precisão, também lineares. A melhor precisão foi a do aparelho I-CAT® e a menor dose de radiação do aparelho Accuitomo 3D®.

Para Stratemann et al. (2008) as imagens obtidas pela tecnologia *Cone Beam* são precisas em comparação com o padrão ouro. Neste estudo, que tinha o objetivo de determinar a precisão da medição de distâncias lineares, foram realizadas medidas virtuais e físicas para a comparação entre si. Para se efetuar as medições, foram utilizados como referência alguns pontos craniométricos, muito comuns na análise ortodôntica. Foram realizadas tomografias pela tecnologia de feixe cônico por meio de dois sistemas: o NewTom® QR DVT 9000 (Quantitative Radiology, Verona, Italy) e o aparelho CB MercuRay® (Hitachi Medico Technology, Tokyo, Japan) de um crânio seco com 65 esferas de aço incorporadas. As medidas virtuais foram feitas utilizando o *software* Amira 3.1 e para as medidas físicas um paquímetro digital.

Veyre-Goulet et al. (2008) concluíram que, embora a densidade do osso de cadáver pode não corresponder à densidade do osso vital, as imagens fornecidas pela TCFC pela técnica que utiliza tubos intensificadores de imagem e de televisão

como um detector de raios x são confiáveis para definir o volume ósseo da maxila posterior no planejamento para a instalação de implantes osseointegrados. Neste estudo foram realizadas 14 medidas em três maxilas secas que foram submetidas ao exame de TCFC. Os maxilares foram seccionados nos pontos de referência de acordo com os planos previamente definidos, e altura e largura óssea foram avaliadas por meio de um paquímetro digital. As mesmas medidas foram realizadas sobre as imagens. O tomógrafo utilizado foi o NewTom® 9000. Seus resultados demonstraram não haver diferença entre as medidas reais e as medições realizadas nas imagens.

No ano seguinte Hassan et al. (2009) avaliaram a acurácia de mensurações lineares em imagens 3D de TCFC em comparação com cortes em duas dimensões (2D) e projeções cefalométricas laterais (2D) e pósterio-anterior (PA), e investigaram a influência da posição da cabeça do paciente no escâner a fim de mensurar a acuidade das medidas. Utilizaram, para esse fim, oito crânios humanos secos, os quais foram escaneados duas vezes com tomógrafo computadorizado de feixe cônico NewTom numa posição ideal (plano de Frankfurt perpendicular ao plano horizontal) e numa posição rotacionada, e os dados resultantes foram usados para criar imagens 3D de superfície, cortes tomográficos 2D e projeções laterais e PA também em duas dimensões. Dessa maneira, dez medidas lineares foram definidas para as mensurações cefalométricas. Repetiram-se as mensurações físicas e radiográficas duas vezes por três observadores independentes e compararam-se usando medidas repetidas de análise de variância ($p=0,05$). As medidas radiográficas também foram comparadas entre as posições 'ideal' e 'rotacionada' escaneadas. Os valores das imagens 3D foram mais próximos das medidas físicas que dos cortes em 2D e das projeções das imagens 2D. Não se encontrou nenhuma diferença significativa entre as medidas da posição ideal e da rotacionada para as imagens tomográficas tridimensionais e os cortes tomográficos em duas dimensões. Uma diferença estatística mais relevante ($p<0,001$) foi observada entre as posições escaneadas em posição ideal e as projeções de imagens 2D. Os achados indicaram que as medidas baseadas em imagens de superfície de TCFC-3D foram acuradas e que pequenas variações na posição da cabeça do paciente não influenciaram a acurácia das medidas.

Baumgaertel et al. (2009) avaliaram a reprodutibilidade e a precisão de medidas dentais provenientes de imagens de reconstruções tridimensionais de TCFC. Foram utilizados trinta crânios humanos escaneados e reconstruções 3D das dentições foram geradas. Dez medidas (sobremordida, sobressaliência. Intermolares e intercaninos em maxila e mandíbula, comprimento do arco disponível) foram feitas diretamente sobre as dentições dos crânios com um paquímetro digital de alta precisão e sobre as reconstruções digitais com software disponível comercialmente. Confiabilidade e precisão foram avaliadas por meio da correlação intra-classe e testes t de Student. Um valor de $p \leq 0,05$ foi usado para atribuir significado estatístico. Os autores concluíram que tanto a TCFC quanto as medições com paquímetro foram altamente reprodutíveis. As medições de TCFC tenderam a subestimar ligeiramente a verdade anatômica. Esta foi estatisticamente significativa apenas para medições compostas de várias referências.

Analizando a região do canal mandibular cujas imagens foram obtidas por meio de TCFC, Karamburoğlu et al. (2009) realizaram um estudo em que avaliaram a acurácia e reprodutibilidade das medidas de TCFC de distâncias específicas ao redor do canal mandibular, comparando-as com medidas diretas de paquímetros digitais. A metodologia envolveu seis espécimes de hemi-mandíbulas fixadas em formalina, as quais foram examinadas utilizando-se o sistema feixe cônico ILUMA. As imagens foram obtidas em 120 kVp, 3,8 mA e um voxel de 0,2 mm de tamanho, com um tempo de exposição de 40 segundos. Os espécimes foram seccionados, em sete locais, com lâmina de Lindemann, e um paquímetro digital foi usado para medir as seguintes distâncias tanto anterior quanto posteriormente, em cada peça seccionada: a largura da mandíbula, o comprimento, a maior distância, a menor distância, a distância vestibular e lingual. Essas mesmas distâncias foram medidas nas imagens de TCFC seccionadas correspondentes, através de um software de reconstrução. Todas as medidas tomográficas e aquelas com o paquímetro foram realizadas por dois observadores independentemente treinados, e repetidos após um intervalo de uma semana. O método Bland/Altman foi usado para calcular a confiabilidade intra e inter avaliadores. A correlação dos coeficientes intraclass (ICCs) dos efeitos duplo-aleatório foi calculada e as concordâncias entre as imagens derivadas da TCFC e aquelas do paquímetro digital foram calculadas pelo ICC para as seis distâncias e

dois observadores. Os resultados obtidos foram que as medidas intra e interobservadores, para todas as distâncias, mostraram uma alta concordância. Os ICCs para a concordância intraobservador variou de 0,86 a 0,97 para as mensurações das imagens de feixe cônico e 0,98 a 0,99 para as medidas com o paquímetro digital. Os ICCs entre observadores variou de 0,84 a 0,97 para as medidas com TCFC e de 0,78 a 0,97 para aquelas com paquímetro. Os ICCs para TCFC e paquímetro digital variaram de 0,61 a 0,93 para o primeiro observador e de 0,4 a 0,95 para o segundo observador. Diante disso, concluíram que a acurácia das medidas da tomografia computadorizada feixe cônico de várias distâncias ao redor do canal mandibular foi comparável com aquela das mensurações obtidas com o paquímetro digital.

Brown et al. (2009) concluíram que as medidas realizadas nas reconstruções 3D de TCFC foram fiéis em relação às realizadas diretamente no crânio. Neste estudo, dezesseis medições lineares comumente utilizadas em cefalometrias, entre 24 sítios anatômicos marcados em 19 crânios humanos foram medidos diretamente, com o auxílio de um paquímetro digital e posteriormente, os crânios foram submetidos à TCFC. As medidas obtidas pelo paquímetro foram somadas e divididas, obtendo-se uma média, que foi chamada de verdade anatômica. As mensurações obtidas pelas tomadas tomográficas foram individualmente comparadas com a verdade anatômica.

Em 2009, Moreira et al. afirmaram que os exames da TCFC são precisos e acurados, tanto em medidas lineares quanto em medidas angulares. Nesta publicação os autores submeteram 15 crânios secos a exames de TC Cone Beam (I-CAT®, Imaging Sciences International, Hatfield, Pennsylvania, USA) e realizaram medidas lineares e angulares entre pontos crâniométricos. As medições dos exames foram realizadas por dois observadores, duas vezes cada, com 7 dias de intervalo. As medidas lineares físicas foram obtidas por meio de um paquímetro digital (167 series, Mitutoyo Sul Americana Ltda, Suzano, SP, Brazil) e as medidas físicas angulares foram realizadas por meio de um goniômetro digital (Beyond Crysta-C 9168 series 900, Mitutoyo Sul Americana Ltda, Suzano, SP, Brazil). As medidas físicas, realizadas diretamente no crânio seco, foram realizadas por um terceiro observador, apenas uma vez. Em seus resultados, os autores afirmaram não haver

diferenças estatisticamente significantes entre as medidas físicas e as medidas dos exames da TC Cone Beam.

Analisando imagens de TCFC, Gerlach et al. (2010) investigaram a reprodutibilidade de três diferentes formas de traçado para determinar um método confiável a fim de definir a posição anatômica adequada do canal mandibular. Cinco pacientes dentados e cinco desdentados foram selecionados aleatoriamente da base de dados do tomógrafo. Dois observadores independentes traçaram o canal mandibular dos lados direito e esquerdo usando o software de planejamento de imagem tridimensional (Procera System NobelGuide). Todos os canais mandibulares foram traçados com os três diferentes métodos. O método I foi baseado em vistas coronais. As reconstruções panorâmicas foram o ponto de início para o método II. O método III combinou os dois anteriores. No que diz respeito à confiabilidade interobservador, não houve diferença significativa ($p=0,34$) para os vários métodos utilizados. A reprodutibilidade foi melhor em mandíbulas edêntulas que em dentadas ($p=,0015$). A diferença entre os dois traçados foi mais baixa para o método combinado: com uma variação de 1,3 mm em 95% do curso do canal. Os desvios mais claros foram vistos principalmente na parte anterior do canal. De acordo com os autores, o melhor método de reprodutibilidade para o traçado do canal mandibular foi o método combinado III. Entre observadores, ainda uma média de 95% de divergência no valor limite de 1,3 mm (DP: 0,384) foi notada, indicando que a zona de segurança de 1,7 mm deveria ser respeitada. Os autores colocam que, no planejamento cirúrgico baseado em dados de TCFC, os cirurgiões devem estar cientes dos desvios localizados na região anterior do canal mandibular.

Leung et al. (2010) avaliaram a acurácia e confiabilidade da TCFC no diagnóstico de fenestrações e deiscências ósseas e para a mensuração de margens ósseas alveolares. Os autores utilizaram 13 mandíbulas secas humanas com 334 dentes, os quais foram escaneados com o tomógrafo citado anteriormente. As medidas foram feitas em cada dente no modo de reconstrução volumétrica da ponta da cúspide ou incisal até a junção cimento esmalte e da ponta da cúspide ou incisal até a margem do osso ao longo do eixo do dente. A acurácia das medidas da TCFC foi determinada por meio da comparação entre as médias, diferenças médias, diferenças médias absolutas e coeficientes de correlação de Pearson e as medidas

diretas. A acurácia para a detecção dos defeitos ósseos foi determinada através da sensibilidade e especificidade. De acordo com os autores, os valores positivos e negativos previstos também foram calculados. Dessa forma, as mensurações da TCFC mostraram desvios padrões de $0,1 \pm 0,5\text{mm}$ para a junção cimento esmalte e $0,2 \pm 1,0\text{ mm}$ para a margem óssea. Os valores absolutos das diferenças médias foram $0,4 \pm 0,3\text{ mm}$ para a junção cimento esmalte e $0,6 \pm 0,8\text{ mm}$ para a margem óssea. A sensibilidade e a especificidade da TCFC para fenestrações foram ambas de 0,80, enquanto a especificidade para deiscências foi maior (0,95) e a sensibilidade menor (0,40). Os valores negativos previstos foram altos ($\geq 0,95$) e os positivos, baixos (deiscência, 0,50; fenestração, 0,25). A confiabilidade de todas as medidas foi alta ($r \geq 0,94$). Utilizando um tamanho de voxel de 0,38 mm a 2 mA, a altura do osso alveolar pela CTCF pode ser medida em uma acurácia de 0,6 mm, e as fenestrações radiculares podem ser identificadas com uma acurácia maior que as deiscências, segundo os autores.

Hatcher, em 2010, em suas considerações sobre a crescente utilização da TCFC nos Estados Unidos afirmou que para produzir os melhores resultados de imagem, os profissionais precisam estar bem informados sobre o aparelho de TCFC, a questão clínica a ser investigada e como otimizar os parâmetros operacionais da unidade. Segundo o autor, um exame de imagem ideal responde à questão clínica, analisando a dose de radiação aceitável e custo. A qualidade e o valor de cada estudo de imagem é proporcional ao protocolo a ser utilizado. O autor também aborda variáveis no protocolo de aquisição de imagens (frames de dados, o tempo de exposição, o tamanho do voxel, campo de visão e miliamperagem) e seus efeitos sobre a qualidade final da imagem e dose de radiação, bem como a precisão. Em conclusão afirma que a TCFC tem demonstrado ser uma modalidade de imagem precisa e é uma ferramenta valiosa para o diagnóstico, planejamento e plano de tratamento de várias especialidades odontológicas

Varghese et al. (2010) avaliaram a acurácia de medidas lineares em imagens de reconstrução de TC espiral de crânios secos humanos, em três planos, comparando essas imagens com medidas diretas craniais para, posteriormente, compará-las com medidas realizadas em telerradiografias digitais. Utilizando-se um tomógrafo espiral Siemens Sensation, as imagens de TC dos seis crânios humanos

foram importadas para o software de imagem Mimics e as medidas realizadas foram comparadas às medidas diretas com o paquímetro digital Mitutoyo. As medidas também foram comparadas às realizadas nas telerradiografias laterais e frontais do aparelho Planmeca. As médias das 15 medidas foram comparadas através do teste t de Student pareado. Como resultado, as medidas da TC não mostraram uma diferença significativa das diretas de crânio ($P < 0,05$) em todos os três planos, exceto para duas mensurações sagitais medianas no plano anteroposterior. As medidas cefalométricas foram comparadas às medidas diretas do crânio para as sagitais medianas no plano anteroposterior, mas mostraram uma diferença significativa quando as medidas bilaterais foram consideradas. A cefalometria também mostrou uma diferença significativa no plano transversal, das medidas diretas e da TC; entretanto, as medidas cefalométricas não mostraram uma diferença significativa entre as craniais e da TC, para a maioria dos parâmetros no plano vertical. Assim, os autores concluíram que as medidas lineares na TC espiral foram comparáveis às medidas anatômicas, e mais confiáveis que as cefalométricas.

A avaliação comparativa entre a TCFC e a TC multislice foi realizada por Liang et al. (2010). O objetivo do estudo foi comparar a acurácia de modelos de reconstrução de superfície 3D entre cinco escâneres dos sistemas tomográficos FC e multi slice. A metodologia utilizada consistiu na utilização de uma mandíbula humana seca que foi escaneada com cinco sistemas de TC (NewTom 3G, Accuitomo 3D, i-CAT, Galileos, Scanora 3D) e um escâner multislice (Somatom Sensation 16). Um modelo ósseo de superfície 3D derivado de cada um dos seis sistemas foi criado (de acordo com o protocolo recomendado por cada um dos fabricantes). O modelo de referência (padrão ouro) foi obtido com um escâner a laser de alta resolução. Os modelos 3D dos cinco sistemas (feixe cônico) foram comparados com o padrão ouro utilizando-se um algoritmo rigidamente baseado nos registros dos pontos. A diferença média em relação ao padrão ouro, para a TC multislice, que se obteve nos resultados foi 0,137 mm e para as TCFC foram 0,282, 0,165, 0,386 e 0,206 mm para o i-CAT, Accuitomo, NewTom, Scanora e Gallileos, respectivamente. Concluíram, portanto, de acordo com os resultados que a acurácia para os modelos de reconstrução é mais baixa, contudo aceitável, comparada à imagem multislice do padrão ouro.

Gribel et al. (2011) compararam a acurácia de medidas craniométricas feitas em cefalogramas laterais e em imagens de TCFC. Os autores utilizaram dez marcadores posicionados em pontos de referência craniométricos de 25 crânios secos com oclusões estabilizadas. Os escaneamentos em TCFC e as teleradiografias laterais convencionais foram realizados em cada crânio. As medidas craniométricas diretas foram comparadas com as da TCFC e com as cefalométricas utilizando-se análise de variância (ANOVA) de repetidas medidas. Todas as medidas foram repetidas com intervalo de um mês e as correlações intraclass foram calculadas. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as medidas com a TCFC e as craniométricas diretas (diferença média: 0,1mm). Todas as medidas cefalométricas foram diferentes estatisticamente das craniométricas diretas (diferença média de 5mm). Variações significativas entre as mensurações foram notadas. Algumas medidas eram maiores no cefalograma lateral e, outras, menores, mas um padrão pode ser observado: as medidas do plano sagital mediano aumentaram uniformemente e as Co-Gn (côndilo-gônio) mudaram ligeiramente; a distância Co-A (côndilo-ponto A) foram sempre menores. Dessa maneira, os autores concluíram que as médias craniométricas com a TCFC são acuradas para análise cefalométrica e algoritmos matemáticos devem ser avaliados para corrigir distorções em valores 3D no futuro.

No mesmo ano El-Beialy et al. (2011) propuseram-se a determinar a acurácia e confiabilidade de mensurações obtidas de tomografias computadorizadas de feixe cônico. Entretanto, avaliaram diferentes orientações da cabeça. Os autores utilizaram fios de aço inoxidável, os quais foram fixados no crânio seco em diferentes lugares. O crânio foi escaneado através de uma TCFC na posição central e em cinco outras posições. Testes de confiabilidade intra e interobservadores foram feitos com seis pontos de referência identificados em crânios virtuais em 3D por dois operadores. Dois métodos foram usados com a finalidade de determinar a acurácia dessas medidas no crânio virtual 3D escaneado em diferentes posições. No primeiro método, 12 distâncias lineares foram comparadas no crânio “físico” e no virtual, na posição de “centro” e nas outras previamente escaneadas. No segundo método, o registro de cada uma das cinco posições, centralmente, foi feito separadamente, e coordenadas dos outros 11 pontos de referência foram identificadas em cada

diferente posição e comparadas com a centralizada. Os dados reunidos dos dois métodos foram comparados estatisticamente. Os valores dos coeficientes de correlação de concordância e de correlação de Pearson foram quase 0,9999 em todas as comparações, denotando, assim: 1) alta confiabilidade intra e interobservador; 2) uma alta concordância entre o crânio físico e as medidas da TCFC centralmente posicionadas; 3) alta concordância entre medidas da posição centralizada em relação àquelas obtidas de outros posicionamentos craniais diferentes; 4) os registros craniais nas diferentes posições mostraram alta concordância, com os mais altos valores entre as posições centralizada e não-centralizada, e a mais baixa com a posição “complexa” (uma conjunção de movimentos anteroposteriores, de lateralidade e para a esquerda do observador, ao redor do seu próprio eixo). Concluíram, dessa forma, que a acurácia e confiabilidade das mensurações em TCFC não são afetadas pela mudança da orientação da cabeça.

A confiabilidade e reprodutibilidade de mensurações mandibulares lineares com o uso de um tomógrafo computadorizado por feixe cônico e duas inclinações dos espécimes foram avaliadas por Tomasi et al. (2011). Utilizaram, então, dez dimensões lineares entre pontos de referência anatômicos medidos em mandíbula seca. Essas medidas foram efetuadas com um paquímetro manual, três vezes, por três observadores. A mandíbula foi escaneada com um tomógrafo de feixe cônico Planmeca Promax 3D (Planmeca Oy, Helsinki, Finland) com a base da mandíbula paralela assim como inclinada 45° com o plano horizontal. As medidas computadorizadas da dimensão linear foram realizadas por três observadores. As mensurações radiográficas, quatro vezes para cada mandíbula experimental, num total de 240 efetuadas. A reprodutibilidade foi avaliada através da comparação do desvio padrão (SD) e estimativa do coeficiente de correlação intraclass (ICC). O erro foi estimado como a diferença absoluta entre as mensurações radiográficas e a média daquelas com o paquímetro manual. Obtiveram como resultados que o desvio padrão médio para as medidas das radiografias foi 0,36 mm para as mandíbulas horizontalmente posicionadas e 0,48 mm para as mandíbulas inclinadas. O ICC (índice que avalia a confiabilidade interavaliadores) foi 0,996, entre as sessões foi 0,990 mm e entre as medidas da TCFC e o paquímetro, 0,992. A medida absoluta da

média geral de erro foi de 0,40 mm (DP=0,39 mm). A porcentagem de erros que excedeu 1mm foi 6,7%. Concluíram, portanto, que os resultados revelaram alta confiabilidade das mensurações efetuadas em imagens de TCFC, independentemente da posição do objeto, experiência do profissional avaliador e alta reprodutibilidade em avaliações repetidas nas mandíbulas.

Al-Ekrish e Ekran (2011) investigaram a acurácia e confiabilidade de medidas lineares de rebordos edêntulos registradas em imagens de Tomógrafo Computadorizado com 16 canais (multi-slice) e imagens de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) adquiridas por um detector flat panel com um campo de visão (FOV) maior, ambos independentemente e em comparação um com o outro. Nesse trabalho, áreas edêntulas de mandíbulas humanas foram marcadas com guta-percha para padronizar o plano das seções transversais e o local das medidas. Os crânios foram escaneados utilizando-se a TCMS (16 canais) e o TCFC com um maior FOV e detector flat panel. As dimensões dos rebordos foram registradas de seções reformatadas por dois observadores e comparadas diretamente do osso. Os erros e a confiabilidade intra e inter examinadores foram calculados para cada modalidade e comparados entre si. A média geral de erros absolutos foi 0,75 mm para a TC multi-slice e 0,49 mm para a TCFC. A média absoluta de erros para a TCFC foi menor que para a TCMS, no que diz respeito a todos os dados, assim como para locais específicos nos crânios. A confiabilidade intra examinador foi 0,994 para a TCMS e 0,995 para a TCFC e para interexaminador foi 0,985 para TCMS e 0,958 para TCFC. Concluíram, dessa forma, que tanto a TCMS quanto a TCFC estão associadas com erros de medidas, clínica e estatisticamente. As medidas da TCFC foram significativamente mais acuradas que as da TCMS e as medidas registradas de imagens de ambos os tomógrafos tiveram uma alta confiabilidade intra e interexaminador. A acurácia das medidas foi mais dependente do operador com a TCFC do que com a TCMS.

Avaliando se o hardware usado pode influenciar o desempenho das medidas realizadas, Van Vlijmen et al. (2011) compararam medidas em modelos 3D de crânios humanos derivados de dois diferentes tipos de TCFC. As imagens de 40 crânios humanos secos foram realizadas com os tomógrafos iCat e Iluma. Das imagens de TCFC, os modelos 3D foram construídos. Um operador identificou 19

pontos de referência cinco vezes em ambos os lados dos modelos tridimensionais, com um intervalo de tempo de uma semana. A confiabilidade intra-observador foi alta para a maioria das medidas. Houve uma diferença estatística e clinicamente relevante para algumas medidas entre os modelos 3D construídos do mesmo crânio, dos dois diferentes tomógrafos. Os autores concluíram que o hardware utilizado para o escaneamento pode influenciar as medidas efetuadas. Isso significa que se deve ter cautela na interpretação de medidas feitas em modelos 3D derivados de diferentes tomógrafos.

Timock et al. (2011) investigaram a acurácia e confiabilidade de medidas de altura e espessura do osso alveolar vestibular derivadas de imagens de TCFC, por meio de comparações com mensurações diretas. 12 cabeças embalsamadas (cinco mulheres, sete homens; idade média: 77 anos) foram escaneadas com um tomógrafo iCat, de voxel 0,3 mm. As medidas de altura e espessura do osso alveolar vestibular de 65 dentes foram realizadas em cortes radiográficos padronizados e comparadas com medidas diretas feitas por dissecação. Todas as medidas se repetiram três vezes por dois examinadores independentes para a confiabilidade intra e interexaminador. As médias das medidas foram comparadas com testes bicaudais. A concordância entre as medidas diretas e de TCFC foram avaliadas pelo coeficiente de correlação de concordância, coeficientes de correlação de Pearson e gráficos de Bland-Altman. A confiabilidade intraexaminador foi tão alta quanto as correlações interexaminadores, para todas as medidas ($\geq 0,97$), exceto para a espessura do osso vestibular em TCFC (0,90). As medidas de TCFC não diferiram significativamente das diretas, e não houve padrão de sub ou sobre estimativa. As diferenças médias absolutas foram 0,30 mm na altura do osso vestibular e 0,13 mm na espessura do osso, com 95% de concordância de $-0,77$ a $0,81$ mm, e $-0,32$ a $0,38$ mm, respectivamente. A concordância entre os dois métodos foi mais alta para as medidas da altura do osso vestibular do que a espessura, como demonstrado pelos coeficientes de correlação de concordância de 0,98 e 0,86, respectivamente. Os autores concluíram que, para o protocolo usado nesse estudo, a TCFC pode ser usada para avaliar quantitativamente a altura e espessura do osso vestibular, com alta precisão e acurácia. Comparando-se os dois conjuntos de medidas do TCFC, a

altura do osso vestibular teve maior confiabilidade e acordo com as medidas diretas do que as medidas de espessura ósseas vestibulares.

Comparando medidas lineares e angulares Oz et al. (2011) analisaram imagens convencionais (2D) cefalométricas e de TCFC geradas de cefalogramas e derivadas de um programa de reconstrução volumétrica 3D in vivo. Um pré-tratamento cefalométrico digital de radiografias de 11 pacientes e suas imagens de TCFC correspondentes foram aleatoriamente selecionadas. As radiografias cefalométricas digitais foram traçadas utilizando-se o Vista Dent OC e manualmente. A TCFC e o software MaxilimH foram usados para gerar cefalogramas do conjunto de dados que foram conectados às representações de superfície 3D de tecido duro. No total, 16 pontos de referência cefalométricos foram identificados e 18 mais usados (11 lineares e sete angulares) foram realizados por dois observadores independentes. A confiabilidade intraobservador avaliada calculando-se os coeficientes de correlação intraclasse (ICC), a interexaminador através do teste t de Student e análise de variância (ANOVA). Os testes Mann-Whitney U e Kruskal-Wallis H também foram usados para comparar os três métodos ($P < 0,05$). Os resultados não demonstraram diferença estatística significativa entre as análises interobservador para os cefalogramas gerados por TCFC ($P < 0,05$), exceto para o ponto Gônio-Mento (Go-Me) e uma pobre reprodutibilidade para Go-Me e Sella-Násio (S-N) em imagens geradas de TCFC e para Articular-Gônio (Ar-Go) no método de traçado manual ($p < 0,05$). Não foi encontrada diferença significativa para as medidas realizadas com o Vista Dent OC. Assim, descobriram que as medidas das imagens geradas por TCFC e pelo software MaxilimH foram similares às imagens convencionais. Logo, devido à alta exposição de radiação, os exames de TCFC devem ser realizados apenas quando a informação for imprescindível para o aprimoramento dos resultados do tratamento.

Kim MK et al. (2012) determinaram se as imagens de reconstrução 3D de crânios, criadas por TCFC de FOV de pequena dimensão (*stitching*), são tão acuradas quanto as imagens simples obtidas utilizando-se TC multi-slice (MDCT). Dez crânios foram escaneados através de um escâner óptico 3D, multi-slice e TCFC. As imagens em TCFC em três diferentes níveis do crânio foram manualmente superpostas e montadas (*stitched*). As imagens de reconstrução em TCFC em cada

nível foram alinhadas e fundidas com a ajuda de um software e então comparadas com a imagem de referência nominal obtida do escâner óptico 3D por meio da determinação dos erros de posição. As imagens multi-slice também foram comparadas e as diferenças nos erros médios para os três tipos de imagens comparados com os dados de imagem referência foram avaliados. Não houve diferenças significativas entre as imagens multi-slice e as manualmente criadas da TCFC (teste de Wilcoxon, $p=0,017$). Por outro lado, houve diferenças significativas entre as imagens multi-slice e as imagens de TCFC alinhadas pelo software ($P=0,005$). A montagem (*stitching*) das imagens de TCFC seccionadas em diferentes níveis podem proporcionar detalhes anatômicos acurados de regiões orais e maxilofaciais.

Em um estudo piloto Golubovic et al. (2012) avaliaram a acurácia da TCFC a fim de medir a configuração e extensão dos defeitos do ligamento na periimplantite induzida. A avaliação imaginológica dos defeitos avançados de periimplantite induzida em cães ($n=9$) foi realizada através da TCFC, com secções transversais, e comparada com as medidas histológicas correspondentes do sítio respectivo, o qual serviu como método de validação. Desvios foram calculados para os componentes de defeitos supracrestal (SC) e intraósseo (IC), assim como defeitos de profundidade (DW) avaliados em seus aspectos vestibular (V) e lingual (L). As diferenças médias entre a TCFC e as análises histológicas foram $-0,53\pm 1,48$ mm (SC), $+0,49\pm 1,18$ mm (IC), e $+0,18\pm 0,54$ mm (DW) na face vestibular, e $-0,13\pm 0,44$ mm (SC), $-0,05\pm 0,62$ mm (IC), e $+0,15\pm 0,48$ mm (DW), na face lingual ($P>0,05$; teste t pareado, respectivamente). Assim, concluíram que a TCFC é uma ferramenta de diagnóstico acurada para estimar a extensão histológica dos defeitos de periimplantite avançada.

No ano seguinte Hasegawa et al. (2013) avaliaram a acurácia de objetos dentários cerâmicos tridimensionais de modelo finito construídos diretamente de dois diferentes tomógrafos computadorizados de feixe cônico (TCFC). Foram escaneados um bloco de 10 x 10 x 20 mm e outro de 8 x 10 x 40 mm, de 8 mm de altura, sendo pequenos “degraus” de 1mm de altura de incremento. Todas as imagens de elemento finito (EF) 3D foram criadas das imagens escaneadas no tomógrafo. Em cada modelo EF 3D foram medidos os comprimentos X, Y e Z que correspondiam ao espécime original utilizando-se a função de mensuração entre dois pontos do

software Mechanical Finder. As medidas e o valor prático foram comparados com as respectivas imagens escaneadas e a acurácia das medidas reproduzidas foi checada. Não foram encontradas diferenças significativas entre os tomógrafos Alphard-3030 no eixo Z e o ProMax 3D no eixo Y do bloco. Além disso, também não houve diferenças significativas observadas entre o Alphard-3030 no eixo Y e o ProMax 3D no eixo X comparados ao Alphard-3030 no eixo Z e o ProMax 3D no eixo Y para a altura. Os resultados sugeriram que as medidas das dimensões das imagens TCFC podem ser úteis em situações práticas em que tanto a boa reprodutibilidade quanto a acurácia dos modelos de elemento finito são requeridas. Engelbrecht et al. (2013) compararam a acurácia de medidas lineares e angulares entre pontos de referência anatômicos e cefalométricos em modelos de superfície derivados de TCFC 3D, com dois diferentes protocolos. Imagens de TCFC foram feitas a partir de cabeças de cadáver e modelos de superfície 3D criados de mandíbulas usando dois protocolos de segmentação distintos. Um escâner de superfície a laser de alta resolução foi usado para criar modelos 3D de mandíbulas maceradas. 20 medidas lineares de 15 pontos de referência anatômicos e cefalométricos entre a imagem de superfície a laser e os modelos 3D gerados de dois protocolos de segmentação diferentes (segmentação comercial – CS - e segmentação médica – DS) foram mensurados. A concordância interobservador para todas as medidas das três técnicas foi excelente (coeficiente de correlação intraclass 0,97-1,00). Os resultados para ambos os grupos foram acurados, mas apenas para as medidas no côndilo e face lingual da mandíbula; as medidas no grupo do protocolo CS foi levemente mais acurado que as do grupo DS. Os modelos de superfície produzidos pela TCFC foram muito acurados mas levemente inferiores à realidade quando os métodos baseados no protocolo *threshold* foram usados. As diferenças no processo de segmentação resultaram em diferenças clínicas significativas entre as mensurações. De acordo com os autores, deve-se ter cautela no que diz respeito a conclusões sobre as medidas e comparações feitas de diferentes segmentações, especialmente na região condilar e face lingual da mandíbula.

Ainda em 2013, Dave et al. também realizaram um trabalho comparando a acurácia diagnóstica da radiografia periapical convencional e a TCFC a fim de

detectar defeitos ósseos periimplantares. Os implantes foram colocados em costelas bovinas frescas de sítios de variados tamanhos (cinco sem espaço periimplantar, cinco com 0,35 mm de espaço e cinco com 0,675 mm) e escaneados utilizando-se (I) radiografias periapicais convencionais realizadas com a técnica do paralelismo, (II) TCFC 3D Accuitomo 80 e (III) TCFC iCat. Cada uma das imagens foi aleatoriamente apresentada a nove examinadores em duas ocasiões. A confiança em diagnosticar a presença ou ausência de radiolucência periimplantar foi registrada numa escala de cinco pontos. A análise de curva ROC (Receiver Operating Characteristic) e o teste Kappa foram realizados. As radiografias periapicais digitais obtiveram melhor resultado diagnóstico para o defeito ósseo periimplantar quando esse espaço periimplantar era de 0,35mm ($p < 0.02$). Quando o mesmo aumentava para 0,675 mm não havia diferença significativa de acurácia diagnóstica entre os três métodos imagiológicos. A sensibilidade das radiografias periapicais (100) e do tomógrafo Accuitomo (97,8) foi melhor que para o iCat (64,4) ($p < 0,02$). As radiografias e o iCat tiveram melhores especificidades e valor previsto que o Accuitomo. O valor negativo previsto das radiografias periapicais foi significativamente melhor para o iCat. As radiografias periapicais mostraram maior concordância intra e interexaminador que a TCFC. Dessa forma, os autores concluíram que, dentro das limitações do estudo, as radiografias periapicais são um método confiável e válido para a detecção circunferencial de defeitos ósseos periimplantares e atuaram melhor que a TCFC.

Naser e Mehr (2013) avaliaram a precisão de imagens de TCFC em mensurações de distâncias específicas ao redor do canal mandibular, comparando-as com as obtidas a partir de imagens provenientes de TCMS. Foram dez hemimandíbulas e submetidas à ambos os exames. Antes da aquisição das imagens, fios ortodônticos foram colocados em sete locais entre a margem anterior do terceiro molar e da margem anterior do segundo pré-molar como pontos de referência. As seguintes medidas foram realizadas por dois observadores em cada corte transversal de TCFC e TCMS: Largura Mandibular (W), comprimento (L), Distância Superior (UD), Distância Inferior (LD), Distância vestibular (BD) e Distância Lingual (LID). Os dados obtidos foram avaliados utilizando o software SPSS, aplicando teste t pareado e coeficiente de correlação intra-classe (ICC). Houve diferença significativa entre os valores obtidos por medição entre os métodos para todas as áreas, tais como H, W,

UD, LD, BD, e LID, ($P < 0,001$), com uma diferença de menos de 1 mm. O ICC para todas as distâncias por ambas as técnicas, medido por um único observador, com um intervalo de uma semana e entre 2 observadores foi de 99% e 98%, respectivamente. Os dados obtidos indicaram que a diferença entre duas técnicas é de 2,17%.

Estudando a mesma região Massey et al. (2013) analisaram o posicionamento do nervo alveolar inferior por microtomografia computadorizada (MicroTC) e dissecação anatômica. Imagens de MicroCT de 16 hemimandíbulas de cadáveres foram adquiridos em uma espessura de corte de 154 μ . Cada hemimandíbula foi seccionada em seis locais predeterminados entre o ramo e do forame mental. As distâncias superiores, inferiores, vestibular e lingual de osso que circundam o canal mandibular foram medidos por paquímetro digital e comparados com correspondentes medidas de MicroTC realizadas no software Amira 4.1. Houve uma variabilidade substancial na posição vertical do nervo alveolar inferior, dependendo do período de tempo desde perda do dente. No entanto, paquímetro digital e as correspondentes medidas de microTC da espessura do osso circundante o nervo alveolar inferior foram altamente consistentes, e não foram detectadas diferenças significativas entre os dois métodos de mensuração.

Whyms et al. (2013) investigaram o efeito de parâmetros de escaneamento em TCFC e tomografia multi-slice e técnicas de reconstrução de volume 3D na acurácia de medidas lineares, angulares e volumétricas da mandíbula. Uma ampla gama de parâmetros aceitáveis pode aumentar a disponibilidade de estudos para análises retrospectivas, de acordo com os autores. Assim, nesse estudo, utilizaram três mandíbulas humanas e um fantoma, os quais foram escaneados usando 18 combinações de espessura de corte, campo de visão (FOV) e reconstrução algorítmica, e três diferentes segmentações baseadas na ferramenta *threshold*. As medidas dos modelos de reconstrução de TC 3D e os espécimes foram comparados. As mensurações lineares e angulares foram acuradas, sem restrições de parâmetros de escaneamento ou técnica de reconstrução de volume. As medidas de volume foram acuradas com uma espessura de corte de 1,25 mm, mas não para 2,5 mm. As medidas de superfície de área foram consideradas aumentadas. Logo, as medidas volumétricas mandibulares dos modelos de TC 3D, angulares e lineares, podem ser

seguramente obtidas de uma variedade de parâmetros e técnicas de reconstrução volumétrica.

Em estudo em ATMs (Articulação Temporomandibular) Zhang et al. (2013) investigaram e compararam a acurácia da detecção de defeitos ósseos na superfície das ATMs em imagens de TCFC feitas com protocolos de visualização padronizados e ampliados, no mesmo tomógrafo. 21 crânios humanos com 42 ATMs foram escaneados com protocolos de visualização padrão e ampliado do tomógrafo Promax 3D. Sete observadores avaliaram todas as imagens para a presença e ausência de defeitos na superfície do côndilo. Usando o exame dos defeitos macroscópicos dos defeitos condilares como padrão ouro, a análise de curva ROC foi realizada. Os resultados revelaram que, dos 42 côndilos, 18 estavam normais e 24 tinham um defeito na superfície. Áreas abaixo das curvas ROC para o maior protocolo e o grupo de protocolo padrão de imagens de TCFC foram 0,739 e 0,720, respectivamente, e não foi observada diferença significativa entre os dois grupos de imagens ($p=0.902$). Nem a variabilidade intra nem a interobservador foi significativa. Assim, concluíram que os dois protocolos de imagem fornecidos pelo TCFC Promax 3D foram confiáveis e comparáveis com a detecção dos defeitos condilares reais.

Em um estudo sobre recursos adicionais de TCFC Rangel et al. (2013) propuseram um novo método para integrar modelos dentários digitais em tomografias computadorizadas de feixe cônico. Modelos de gesso de 10 pacientes foram aleatoriamente selecionados e cinco marcadores de titânio foram colados nas áreas mais superiores e inferiores dos modelos, os quais foram escaneados e as impressões feitas com moldeiras e alginato. Essas impressões também foram escaneadas. Medições lineares foram realizadas em três modelos, a fim de avaliar a acurácia e reprodutibilidade. Além disso, o alinhamento dos modelos de gesso escaneados e das impressões escaneadas foi feito para avaliar a correspondência do procedimento. Os resultados mostram que todos os erros de mensuração foram menores que 0,2 mm, e que 81% deles são menores que 0,1 mm. A correspondência dos escaneamentos dos modelos e dos escaneamentos das impressões mostram uma média de erro entre as duas superfícies do arco superior de 0,14 mm. E para o arco inferior, 0,18 mm. O tempo necessário para reconstruir os escaneamentos para um modelo digital, onde as impressões estariam integradas ao escaneamento dos

pacientes, é de aproximadamente 15 minutos, com pequena variação entre os pacientes. Em conclusão, os autores estabeleceram que esse novo método é confiável para integrar os modelos dentários digitais aos escaneamentos da TCFC.

Kosalagood et al. (2014) afirmaram que as informações sobre a precisão linear são necessárias para avaliação do tratamento eficiente, especialmente para a reconstruções maxilofaciais ou implantes. Os autores realizaram um estudo para investigar a precisão de medidas lineares de oito diferentes dispositivos de tomografia computadorizada de feixe cônico. Um modelo de crânio padronizado RANDO ® foi digitalizado com oito scanners tomográficos (11 protocolos). O software de visualização que acompanha cada scanner foi utilizado para medições em médio-lateral, ântero-posterior, e dimensões supero-inferior por dois radiologistas. Mensurações com o paquímetro digital foram utilizadas como "padrão ouro". O teste ANOVA com análise post hoc Scheffé e o coeficiente de correlação intra-classe (ICC) foram utilizados para análises estatísticas. O nível de confiança foi de 95%. Diferenças entre o padrão-ouro entre os 11 modos de aquisição foram estatisticamente significativos ($p < 0,001$). Medidas de um dos tomógrafos foram subestimadas em comparação com todos os outros ($p < .001$). Os erros absolutos de medição de unidades testadas foi de -2,56 a 0,54 mm (média $\pm$ DP de $0,45 \pm 0,71$). A maioria das mensurações foram subestimadas (41 de 66 medições, 7 dos 11 protocolos de TCFC). Pontuações ICC para análise inter e intraexaminador foram perfeitas (ICC=1,000). Após os resultados os autores concluíram que o planejamento de tratamentos utilizando o grande volume de imagens de diversos escâneres de TCFC pode ser confiável, exceto um dos equipamentos investigados.

2.2 Variações no tamanho do voxel e suas implicações.

A acurácia das medidas lineares dos modelos de superfície derivados da TCFC de diferentes tamanhos de voxel foi avaliada por Damstra et al. (2010). Os objetivos desse estudo foram determinar a acurácia linear de modelos de superfície tridimensionais derivados de um tomógrafo dental de feixe cônico e software de representação volumétrica; e investigar a influência da resolução do voxel na

linearidade dos modelos de superfície da TCFC. Com esse intuito, o método utilizado incluía marcadores de esferas de vidro fixados em dez mandíbulas secas. As mandíbulas foram escaneadas com resoluções de voxel de tamanho 0,4 e 0,25 em três sessões. O padrão anatômico real foi estabelecido com medidas diretas através de paquímetro digital. As superfícies dos modelos foram representadas por um programa de reprodução volumétrica, e as medidas da TCFC pela média de três dessas mensurações. Diante disso, os resultados foram que os coeficientes de correlação intraclasse entre as medidas físicas e das imagens de TCFC de 0,4 e 0,25 voxels foram mais que 0,99. Todas as medidas de TCFC foram acuradas. Não houve diferença entre a acurácia das medidas entre os grupos de 0,25 e 0,4 voxels. As menores diferenças detectáveis das medidas da TC foram, de acordo com os autores, mínimas, confirmando-se a acurácia do procedimento de medirem-se as imagens da TCFC. Concluíram, assim, que as mensurações dos dados dos modelos de superfície 3D nos dois valores (0,25 e 0,4), feitas com o escâner 3D eXam (KaVo Dental GmbH, Bismarckring, Alemanha, foram acurados, comparando-se com as medidas diretas de paquímetros. Uma maior resolução do voxel não resultou em aumento da acurácia das medições dos modelos de superfície.

Ainda estudando as variação dos voxels Panzarella et al. (2011) objetivaram analisar a acurácia de medidas lineares obtidas de imagens axiais, e a influência do uso de diferentes protocolos em duas unidades de TCFC. Utilizaram um objeto cilíndrico consistindo de Nylon® (Day Brazil, São Paulo, Brazil) com marcadores radiopacos, os quais foram radiograficamente examinados submetendo-os aos diferentes protocolos do NewTom 3G™ (Quantitative Radiology s.r.l, Verona, Veneto, Itália) e do i-CAT™ (Imaging Sciences international, Hatfield, PA). As distâncias horizontal (A-B) e vertical (C-D) foram avaliadas por meio das imagens axiais e mensuradas utilizando-se um paquímetro digital, que consistiu no padrão ouro para os valores reais. Houve, de acordo com os autores, diferenças, considerando-se os protocolos de aquisição de cada unidade de TCFC. Quando esses protocolos (do i-CAT™ e NewTom 3G™) foram analisados, tanto as distâncias A-B quanto as C-D apresentaram valores subestimados. Medidas de imagens axiais obtidas do NewTom 3G™ (6 polegadas – 0,16 mm e 9 polegadas – 0,25 mm) foram similares `aquelas obtidas do i-CAT™ (13 cm, 20s, 0,3 mm; 13 cm, 20 s, 0,4 mm e 13 cm, 40s, 0,25

mm). Concluíram, baseados nesses resultados, que o uso de diferentes protocolos de tomógrafos influenciam medidas lineares analisadas de imagens axiais. Distâncias lineares foram subestimadas em ambos os equipamentos. Os achados sugeriram que o melhor protocolo para o i-CATTM seria 13 cm, 20s, 0,3 mm, e para o NewTom 3GTM o uso de 6 ou 9 polegadas seria o recomendado.

Moshfeghi et al. (2012) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a precisão de medidas lineares de TCFC nos planos axial e coronal, com dois tamanhos de voxel diferentes. Os autores realizaram 22 marcações anatômicas em quatro crânios humanos secos com por guta- percha. Quinze medidas lineares foram obtidas utilizando um paquímetro digital. Estas foram consideradas como o padrão de ouro (medida real). Os crânios foram digitalizados por CBCT (Newtom VG) em duas configurações: (a) a dimensão do voxel de 0,3 mm e (b) tamanho do voxel 0,15 milímetros de alta resolução (HR). As medidas de distâncias radiográficas foram feitas nos cortes axiais e coronais por três observadores e repetidas duas semanas mais tarde para a avaliação da confiabilidade intra-observador. Software SPSS versão 17 foi utilizado para a análise de dados. O nível de significância de 5% ($p \leq 0,05$). As diferenças médias de medidas reais e radiográficas foram entre - 0,10 $\pm$ 0,99 mm nas seções axiais, - 0,27 $\pm$ 1,07 mm nas cortes coronais, 0,14 $\pm$ 1,44 milímetros na axial (RH) seções e 0,02 $\pm$ 1,4 mm no coronal (RH) seções. A correlação intra-classe (ICC) para medições de TCFC nos cortes axiais foi 0,9944 e 0,9941 para cortes coronais, nos outros cortes axiais (RH) 0,9935 e cortes coronais (RH) 0,9937. A análise estatística mostrou alta inter e confiabilidade intra-observador ($p \leq 0,05$). Os autores concluíram afirmado que TCFC (Newtom VG) é altamente precisa e reprodutível em medidas lineares em planos axial e coronal e imagem em diferentes áreas da região maxilofacial. De acordo com os resultados do presente estudo, para TCFC digitalizar com um tamanho maior do voxel (0,3 mm, em comparação a 0,15 mm) é recomendado quando o objetivo da digitalização TCFC é medir distâncias lineares. Isto irá resultar em menor dose de radiação ao paciente e menor tempo de exposição.

Utilizando dois diferentes protocolos de imagens, Zhang et al. (2012) avaliaram a acurácia das medidas do espaço da articulação temporomandibular (ATM) no TCFC ProMax 3D. Os modelos de impressão do espaço da ATM foram

feitos de acordo com a oclusão. 40 articulações foram escaneadas com o protocolo padrão e de medidas maiores do ProMax. Dois observadores mediram os espaços da ATM três vezes, nas imagens dos dois protocolos, e na versão impressa dos modelos. Um total de 120 imagens do tomógrafo foi mensurado. Não houve diferenças significativas entre as medidas reais da ATM e aquelas realizadas com os dois protocolos de escaneamento ($p=0,305$). As variações intra e interobservador não foram significantes. Assim, concluíram que os dois protocolos de escaneamento do TCFC ProMax foram confiáveis e similares para o registro do espaço da ATM.

Primo et al. (2012) avaliaram a acurácia de protótipos produzidos utilizando-se tomografia computadorizada feixe cônico e helicoidal. Os objetivos foram estimar e quantificar o erro dimensional dos protótipos produzidos por aqueles tipos de tomografia (TCFC e helicoidal). Pequenos parafusos foram inseridos em um crânio seco em diferentes pontos do terço médio da face. O crânio foi escaneado com o tomógrafo helicoidal (LightSpeed16) e pixel de tamanho 0,3 mm. Com o tomógrafo de feixe cônico utilizou-se o iCat 3D com voxels de 0,25 e 0,4 mm. Os protótipos foram reproduzidos pelo equipamento ZPrinter 310. Tanto o crânio seco (padrão ouro) quanto os protótipos foram medidos com o sistema de mensuração coordenado Mitutoyo 3D de três eixos perpendiculares (X, Y e Z). O protótipo produzido dos dados do tomógrafo helicoidal apresentou um erro dimensional médio de 0,62%; os dois modelos produzidos com as imagens de TCFC renderam erros de 0,74% com voxels de tamanho 0,25 e 0,82% com voxel de 0,40 mm. Não foram observadas diferenças significativas em erros dimensionais através dos protótipos ($p=0,767$; teste não-paramétrico de Friedman). Os protótipos produzidos com os dados do TCFC, de voxels 0,25 e 0,40 mm, e o produzido com os dados do tomógrafo helicoidal, de pixel de tamanho 0,3 mm, mostraram erros dimensionais aceitáveis e podem, portanto, ser usados na fabricação de protótipos na Odontologia.

Com objetivo verificar a acurácia de medidas lineares, Waltrick et al. (2013) analisaram a visibilidade do canal mandibular nas imagens de TCFC obtidas com diferentes tamanhos de voxel. Doze hemimandíbulas secas foram escaneadas com voxel de 0,2; 0,3 e 0,4 mm, e 108 imagens de TCFC foram geradas, sobre as quais dois examinadores realizaram 648 mensurações lineares e avaliaram a visibilidade do canal mandibular. A média global $\pm$ DP do erro entre as medidas das imagens e

diretas foi $0,23 \text{ mm} \pm 0,20 \text{ mm}$. As medidas de TCFC subestimaram as medidas diretas em 390 dos casos (60,2%). Todas as medidas dos erros encontradas foram $< 1 \text{ mm}$. Houve uma diferença estatisticamente significativa ($p=0,0001$ e $p=0,0028$) entre os dois examinadores apenas quando se mediu a largura em dois sítios posteriores. E houve uma diferença estatisticamente significativa ($p=0,0242$) entre os tamanhos dos voxels somente para um dos examinadores, para a medida de altura. Foi possível visualizar o canal mandibular em todas as 108 imagens avaliadas. As imagens de TCFC transversais são adequadas para as medidas lineares na região posterior da mandíbula e proveem uma visualização adequada do canal da mandíbula com voxels de 0,2; 0,3 ou 0,4 mm. Um voxel de 0,3 mm, segundo os autores, é um bom “acordo” entre a qualidade de imagem e uma baixa dose de radiação.

Wood et al. (2013) investigaram o impacto de fatores responsáveis pela falta de acurácia de medidas de imagens do osso alveolar em TCFC, tais como o software, presença ou ausência de tecidos moles, tamanho do voxel do escaneamento, e em regiões dos maxilares em medidas da altura do osso alveolar vestibular em porcos com a idade equivalente a adolescentes humanos. Marcações de cavidades, feitas apicalmente às raízes de molares maxilares e mandibulares com brocas, e fissuras de referência na oclusal de molares, numa direção mesiodistal, foram criadas em seis cabeças de porcos (12 para cada maxilar), seguidas por TCFCs de voxels 0,4 e 0,2 mm, sob as condições de presença e ausência de tecido mole. Em seguida, secções vestibulo-linguais biselando os marcadores foram feitas, nas quais as altura e espessura foram mensuradas. Um observador cegado, usando o traçador cefalométrico Dolphin e o software OsiriX, coletou, independentemente, a altura do osso alveolar das imagens de TCFC. Diferenças entre as medidas da TCFC e as físicas foram calculadas. As diferenças médias e o limite de concordância ($LDC \pm 1,96 \text{ DP}$) para cada maxilar, tamanho de voxel, tecido mole e condição de software foram representadas. Cada medida foi avaliada para a falta de acurácia clínica utilizando-se dois critérios (diferenças absolutas entre as medidas físicas e de TCFC $\geq 1 \text{ mm}$, ou $\geq 0,5 \text{ mm}$), e as interações entre tecido mole e fatores do tamanho do voxel para cada maxilar e o software foram avaliadas por testes qui-quadrados. De maneira geral, as diferenças médias entre as mensurações da TCFC e físicas para

cada maxilar, tamanho de voxel e condição do software foram próximas a zero. Com todas essas condições mantidas iguais, a acurácia das medidas maxilares de TCFC foi inferior (limite maior de variações de concordância e frequências mais altas de falta de acurácia clínica) às medidas mandibulares. A espessura física da crista óssea alveolar foi menor que 1 mm e significativamente mais delgada que as correspondentes mandibulares. Para cada condição de maxilar e do software, a acurácia das medidas de imagens de TCFC com presença de tecido mole de 0,2 mm era superior (limite menor que as variações de concordância e frequências mais baixas de falta de acurácia clínica) a aquelas de 0,4 mm de presença de tecido mole, 0,4 mm de ausência de tecido mole e 0,2 mm de ausência de imagens de tecido mole. Todas mostraram acurácias similares. Qualitativamente, as imagens com ausência de tecido demonstraram maior brilho de esmalte e contornos de superfície de osso alveolar do que as imagens com presença de tecido mole. Diante desses resultados, os autores concluíram que, em uma idade adolescente, a altura do osso alveolar vestibular medido da região maxilar molar, baseada em imagens de TCFC de voxel de 0,4 mm, pode ter medidas relativamente grandes e frequentemente inacuradas, possivelmente em razão de sua finura. Utilizando-se um voxel de 0,2 mm nos escaneamentos, a acurácia das medidas pode ser melhorada, mas apenas se os tecidos faciais e gengivais se mantiverem intactos em excesso.

2.3 Softwares de análise de imagens e planejamento de implante

Rubio-Serrano et al. (2008) avaliaram por meio de uma revisão da literatura, softwares, características, técnicas e complicações de cirurgias assistidas pelo computador. Segundo os autores os softwares em combinação com técnicas de imagem são cada vez mais utilizados para o diagnóstico, planejamento e tratamento em implantologia oral, sendo que a cirurgia assistida por computador permite grande precisão no posicionamento do implante além da vantagem de manter quantidade de osso disponível e facilitar a cirurgia minimamente invasiva. Os autores concluíram afirmando que os artigos revisados coincidem em destacar a confiabilidade da

precisão do planejamento e navegação assistida por computador dos sistemas disponíveis no mercado. No entanto, muitas aplicações ainda estão em fase de desenvolvimento.

Após seu estudo Periago et al. (2008) concluíram que, apesar da reconstrução tridimensional pelo software Dolphin 3D® ser estatisticamente diferente das dimensões anatômicas, este exame pode ser considerado suficientemente preciso para análises craniofaciais. Neste estudo foram realizadas vinte medidas lineares entre os pontos anatômicos de 23 crânios humanos utilizando um paquímetro digital de alta precisão com essas medidas sendo confrontadas com as realizadas em reconstruções tridimensionais provindas dos exames de TCFC. O objetivo deste estudo foi avaliar a precisão da reconstrução tridimensional, por medidas lineares, obtidas por meio de escaneamento por um tomógrafo computadorizado por feixe cônico, comparando com as medidas realizadas diretamente no crânio seco humano.

No ano seguinte Lund et al. (2009) avaliaram a acurácia e precisão de medidas lineares, a influência de diferentes posições do objeto nas imagens para a TCFC e o efeito de diferentes sistemas para reformatação e visualização dos tomogramas nos valores das medidas. Os autores utilizaram um objeto consistindo de pequenas “plataformas” de Plexiglas com esferas metálicas, o qual foi escaneado em três posições através do tomógrafo Accuitomo. Os cortes foram reformatados pelo software i-Dixel e Sectra arquivo e comunicação de imagens (PACS) e reconstrução multiplanar (MPR). Dois observadores mediram 20 distâncias lineares nos planos axial, sagital e frontal. As medidas físicas das distâncias reais por meio de um paquímetro digital serviram como padrão ouro. Para as medidas realizadas no Accuitomo e na estação de trabalho Sectra PACS, as diferenças médias entre as repetidas medidas foram abaixo de 0,13 mm (DP=0,13 mm) e 0,21 mm (DP=0,18), respectivamente. As diferenças médias entre os dois observadores foram abaixo de 0,11 mm (DP=0,07 mm) e 0,15 mm (DP=0,09 mm). A diferença média entre o padrão ouro e a posição básica na utilização da estação de trabalho do Accuitomo foi de -0,08 mm (DP=0,21 mm) e, para uma posição rotacionada, -0,08 mm (DP=0,23 mm) e -0,09 mm (DP=0,20 mm). Para a mensuração realizada na reconstrução multiplanar dos cortes utilizando-se a estação de trabalho Sectra PACS, as diferenças médias foram -0,09 mm (DP= 0,17 mm) para a posição padrão e -0,08 mm (DP=0,19 mm) e -

0,13 mm (DP= 0,15 mm) para as posições rotacionadas, respectivamente. A diferença média entre o padrão ouro e as posições padrão e rotacionada foi estatisticamente significativa, com $P=0,032$ e $P=0,002$. Os autores concluíram que esse estudo confirmou achados anteriores que indicavam que as medidas dos cortes realizados no Accuitomo mostram um alto nível de concordância com as medidas reais. E sugerem ainda a possibilidade de uma menor distorção com os cortes reformatados por meio do programa Sectra PACS MPR.

Descrevendo a importância da TCFC e dos softwares de planejamento de implante para melhora nos resultados na reabilitações dos pacientes, Worthington et al. (2010) afirmaram que o planejamento preciso para a colocação de implantes em softwares favorece o sucesso da fase estética na reabilitação, e isso podendo ser oferecido ainda com uma menor dose de radiação com exames de TCFC com pequeno FOV (*field of view*) sendo este um benefício de grande importância para o paciente.

Em um dos poucos estudos que analisam softwares de planejamento de implante, Maloney et al. (2011), em um estudo anatômico utilizaram imagens de TCFC e convertidas para o software odontológico SimPlant Materialize para medidas da largura e altura da mandíbula posterior. Esse estudo testou a hipótese de que mensurações verticais e horizontais utilizando-se a TCFC e o SimPlant 3D Pro (Materialize, Leuven, Bélgica) na região posterior de mandíbulas secas são precisas comparadas com aquelas diretas de paquímetros digitais. Os materiais e métodos envolveram 11 mandíbulas. As medidas foram feitas na parte posterior do forame mental até 1cm (ponto A) e 1,5 cm (ponto B) mais posteriormente. Os fios de aço inoxidável de espessura 24 gauge, posicionados 360° circunferencialmente ao redor da mandíbula nos pontos A e B. Escaneou-se cada mandíbula com a TCFC. Os dados em unidade DICOM foram importados para o software SimPlant e, então, o nervo alveolar inferior foi “desenhado” no programa. Os dados das medidas de TCFC e SimPlant foram comparados com o padrão ouro, o qual caracterizou-se pela medida anatômica direta realizada com paquímetro digital para a determinação da acurácia da mensuração realizada em cada uma das formas. De acordo com os autores, a relevância clínica desse estudo reside no fato de que quando a TCFC e o SimPlant são usados como ferramentas clínicas, são altamente precisos na

determinação da altura e largura do osso na região posterior da mandíbula, com uma acurácia geral dentre 0 a 1,99 mm 97e 99% do tempo, respectivamente. A TCFC e o SimPlant são acurados entre 0 a 1,99 mm 98% das vezes em prever a largura do osso mandibular posterior. Dessa forma, os resultados mostram que essas duas ferramentas são apropriadas para avaliação da altura e largura do osso mandibular posterior, em comparação ao método anatômico. A TCFC, com ou sem o SimPlant, é uma ferramenta altamente acurada para o planejamento de implantes endosteais na região mandibular posterior. E, segundo os autores, além disso, mensurações entre os diferentes avaliadores são altamente confiáveis.

Dreiseidler et al. (2012) avaliaram a influência potencial de diferentes tomógrafos de feixe cônico na transferência acurada do desenho de uma estrutura de implante para um sistema 'open-source' específico para a implantodontia (computer-aided implantology - CAI). Um total de 108 implantes em 18 modelos parcialmente edêntulos cirurgicamente guiados foram colocados utilizando-se um sistema CAI com três diferentes tomógrafos. Após o acompanhamento do TCFC e o procedimento de marcação, diferenças lineares horizontais, verticais e tridimensionais máximas, assim como divergências angulares entre os dados de planejamento virtual e os resultados cirúrgicos foram calculados. A análise de variância foi realizada para comprovar se as diferenças observadas entre os tomógrafos foram estatisticamente significantes. As médias das diferenças das medidas 3D observadas entre o planejamento virtual e os posicionamentos de implantes alcançados variou ao redor de 400µm (45%) na base do implante e cerca de 540µm (50%) no topo do implante, dependendo do tomógrafo aplicado. Os desvios verticais médios variaram entre 370µm (76%) na base do implante e 350µm (69%) na parte mais superior, enquanto os desvios dos eixos variaram cerca de 0,81° (40%) entre os três tomógrafos estudados. Exceto pelos desvios dos eixos e os desvios lineares horizontais na base do implante, as diferenças observadas alcançaram um nível significativo entre os tomógrafos. Dessa forma, os autores concluíram que, até agora, a influência dos diferentes tomógrafos estudados na acurácia da transferência dos sistemas CAI ainda não foi investigada. Os dados do presente estudo confirmam pela primeira vez, in vitro, a dependência dos sistemas

CAI no que diz respeito aos desvios dos eixos de 0,6 graus e desvios lineares de cerca de meio milímetro.

Em 2012 Kim G et al. também avaliaram a acurácia e a confiabilidade das medidas de comprimento em TC no software OsiriX. Imagens de TC 3D foram feitas de 14 joelhos congelados de porcos com cinco cavidades trans ósseas na porção metafiseal do fêmur. Os comprimentos entre os orifícios em túnel foram medidos com o paquímetro digital Mitutoyo Digimatic para estabelecer o padrão ouro, e com o programa OsiriX em modo de reformatação multiplanar para comparação. Todas as medidas foram registradas por um observador principal (repetição 1, ensaio 1) e por um secundário (repetição 2, ensaio 1) e repetidas uma vez por cada observador (ensaio 2). As diferenças médias entre o OsiriX e as medidas reais foram menos que 0,1 mm em ambas as replicações, e as diferenças máximas menores que 0,3 mm. Não houve diferenças significativas entre as replicações e as medidas reais ($p=0,544$ e $0,622$ para as replicações 1 e 2, respectivamente). Os coeficientes de correlação intraclass (ICC) foram muito altos entre os experimentos e entre as replicações (ICC=0,998 e 0,999, respectivamente). Para as análises cinemáticas dos joelhos, os comprimentos das medidas de TC 3D com o programa OsiriX podem ser usados como alternativas para as medidas reais, com menos que 0,3 mm de acurácia e alta confiabilidade.

Em 2012, Nkenke et al. analisaram a aceitação dos softwares de planejamento de implante por alunos de odontologia. Segundo os autores, os avanços na área da saúde, tal como planejamento de implante dental de forma virtual têm a capacidade de resultar em maior precisão, velocidade e eficiência levando à melhoria na assistência ao paciente. Foram incluídos nesse estudo quarenta e três alunos do terceiro ano do curso de odontologia da Universidade de Erlangen em Nuremberg, na Alemanha. Após o treinamento e uso do software NobelClinician (Nobel Biocare AG, Kloten, Suíça) eles preencheram um questionário baseado em uma combinação de modelos de aceitação de tecnologia. Após os resultados do estudo os autores afirmaram que o software de planejamento de implante parece ser de grande utilidade e aceitação. Por outro lado, a percepção de facilidade de uso faz não desempenham um papel importante. Como consequência, a implementação de software de planejamento de implante dental virtual em um

currículo de graduação deve ser acompanhada com uma atenção especial fortalecer a atitude dos estudantes em relação à essa tecnologia.

Gerlach et al. (2013) propuseram determinar a acurácia das imagens de reconstruções da TCFC quanto ao tamanho da superfície óssea e espessura da cortical. Utilizaram então dois crânios frescos congelados de cadáveres, os quais foram escaneados com o tomógrafo iCat. As mandíbulas foram seccionadas e digitalizadas para avaliação histométrica. As dimensões, como mensuradas nessas secções, foram comparadas com as medidas da TCFC na mesma região com o uso do software de planejamento 3D (Procera System NobelGuide). Para permitir uma comparação mais apurada dessas secções histológicas e as secções adquiridas com a TCFC (I-Cat), pontos de referência foram colocados nas mandíbulas. O teste t de Student foi feito para analisar os dados. As diferenças com o valor $p < 0,05$ foram consideradas significantes. A altura total e a profundidade do corpo mandibular, como mensuradas nas imagens por TCFC, foram maiores quando comparadas com os valores histológicos, com uma diferença máxima de 0,33 mm ($DP \pm 0,34$). Os valores das medidas da espessura da cortical foram significativamente maiores nas secções tomográficas ($p < 0,006$) com diferenças absolutas variando até $\pm 0,63$ mm ($DP \pm 0,28$) e diferenças relativas variando até 82.6%. Dessa forma, concluíram que as imagens da TCFC (iCat), visualizadas no software de planejamento Procera, tendem a superestimar a “realidade” anatômica ao avaliar a altura e profundidade ósseas. As espessuras corticais são representadas como mais espessas do que na realidade. Assim, de acordo com os autores, deve-se estar ciente desse fenômeno de aumento de dimensões pelo tomógrafo. Analisando dois diferentes softwares, Gaia et al. (2013) realizaram um estudo com o objetivo de comparar a precisão e exatidão das medidas lineares de osteotomia Le Fort I realizada por estes em imagens obtidas a partir de TCFC. Foram utilizados 11 crânios secos submetidos a CBCT, o que gerou imagens 3D, sendo estas medidas linearmente em pontos anatômicos craniométricos pré definidos pelos autores como especificamente utilizados para osteotomia Le Fort I e foram identificados por dois radiologistas, duas vezes cada um, independentemente, utilizando Vitrea 3.8.1 (Vital Images Inc. , Plymouth, MN) e o software aberto OsiriX 1.2 (Pixmeo, Genebra, Suíça). com leitura em DICOM. Posteriormente, um terceiro examinador fez medições físicas utilizando um

paquímetro digital (167 séries ; Mitutoyo Sul Americana Ltd, Suzano, SP , Brasil). Os resultados demonstraram uma diferença estatisticamente significativa entre OsiriX e o padrão-ouro, especialmente no processo pterigóide (TPtg L = 0,019, LLpPtg R = 0,016 e LLpPtg L = 0,012). Vitrea não mostrou diferença estatística em comparação com o padrão-ouro, e mostrou um alto nível de precisão em todas as medições realizadas . A maior diferença encontrada foi de 0,42 mm (LLpPtg R). Análise interexaminador variou 0,90-0,97 usando Vítrea e 0,8-0,97 usando Osirix. O coeficiente de correlação intra pesquisadores variou 0,90-0,98 e ,84-,98 para examinadores 1 e 2, respectivamente, usando Vítrea e 0,93-0,99 para o Examinador 1 e 0,64-0,96 para o Examinador 2 usando Osirix . Baseados em seus resultados os autores acreditam que o software Vitrea pode ser considerado como exacto e preciso, na medida em que foi capaz de realizar todas as medidas lineares 3D. Por outro lado, as mensurações utilizando OsiriX não foram bem sucedidos em produzir medidas lineares precisas para osteotomia Le Fort I.

Santos Jr. et al. (2013) analisaram qual o protocolo de pós-processamento de imagem seria melhor analisar o forame mental adicional (AMF) no planejamento pré-operatório utilizando exames de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), e testar a reprodutibilidade das medidas desta região, usando software de diagnóstico de usos aberto (OsiriX). O software foi usado para detectar os casos de AMF dentre 58 exames para o planejamento de implante dentário em desdentados mandibulares sendo áreas de três casos foram encontrados. As imagens de casos foram submetidos à análise qualitativa utilizando formatações 2D ortogonais de MPR (reconstruções multiplanares), 3D MPR e reconstruções 3D de volume total. Foi realizada a análise quantitativa utilizado o protocolo 3D MPR, a ferramenta polígono fechado para mensurar o forame mental (MF) e as áreas do AMF, a ferramenta comprimento foi utilizada para mensurar a distância entre forames. As medidas foram realizadas de forma independente pelos 2 examinadores, em dois momentos diferentes. Intra e concordância interexaminadores foi avaliada por meio do coeficiente de correlação intraclasse. A vista panorâmica não mostrou o MF e o AMF claramente. O AMF pode ser detectado na visão parasagital. 2D ortogonal MPR foi eficaz para observar o AMF em alguns casos. Os 3D MPR e 3D vista protocolos foram os mais eficaz para localizar e analisar a AMF. Em conclusão, uma visão 3D

melhora a visualização quando pontos anatômicos não são claramente visíveis. 3D MPR foi considerado um protocolo pós- processamento de imagem mais eficaz de observar as relações entre forames. A alta reprodutibilidade das medições de variações anatômicas MF foi estabelecida utilizando este software aberto para CBCT. Segundo os autores o OsiriX é realista e recomendado para o planejamento pré-operatório.

Avaliando a acurácia clínica do planejamento virtual previamente a cirurgia para colocação de implantes, Vieira et al. (2013) compararam a posição final após sua instalação à inicial. Próteses foram confeccionadas previamente ao exame por TCFC seguindo os padrões estéticos, fonéticos e duplicadas para escaneamento. As posições dos implantes foram determinadas pelo software de planejamento de implante em relação à estrutura óssea e posição dos dentes em potencial. Após a colocação do implante , os novos exames tomográficos foram obtidos. O software foi utilizado para fundir as imagens dos implantes planejados e colocados, e os eixos posicionamentos foram comparados. Os valores médios foram comparados entre os grupos com base nas mandíbulas superior e inferior com o teste t para amostras independentes. O nível de significância foi fixado em 5%. Sessenta e dois implantes foram colocados em arcos desdentados com guias cirúrgicos prototipados em 14 pacientes. Danos devidos à colocação dos implantes não foram observados em qualquer estrutura anatômica crítica. Em comparação com os implantes planejados, os implantes colocados mostraram medidas lineares média e desvio padrão na cervical, terço médio e apical de 2,17 ($\pm 0,87$), 2,32 ($\pm 1,52$) e 2,86 ($\pm 2,17$) mm, para a maxila, e 1,42 ($\pm 0,76$), 1,42 ($\pm 0,76$), e 1,42 ($\pm 0,76$) mm, para a mandíbula, respectivamente. Os desvios angulares foram 1,93 ($\pm 0,17$) e 1,85 ($\pm 0,75$) graus para a maxila e mandíbula, respectivamente. O desvio linear diferiu significantivamente entre a maxila e mandíbula, mas o desvio angular não.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar a acurácia de medidas lineares em imagens obtidas por tomografia computadorizada de feixe cônico com voxels de 0,25mm e 0,125mm, nos softwares Dental Slice, Xoran e Osirix, de rebordos mandibulares reabsorvidos.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O capítulo materiais e métodos foi subdividido visando facilitar o entendimento da metodologia empregada.

4.1 Materiais

Os materiais utilizados na presente metodologia são descritos de maneira detalhada no item a seguir.

4.1.1 Amostras

Após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de São Paulo (Anexo A), 10 mandíbulas secas selecionadas apenas com o critério de serem desdentadas totais e com os processos de remodelação e reabsorção ocorridos (Figura 4.1), provenientes do Departamento de Anatomia da Universidade Metropolitana de Santos (UNIMES) devidamente documentadas e com autorização (Anexo B).

Figura 4.1 – Mandíbulas desdentadas com o processo de reabsorção ocorrido

4.2 Métodos

4.2.1 Preparo das amostras

As mandíbulas foram fixadas e estabilizadas no delineador protético (Bio-Art B2 - Bio-Art® Equipamentos Odontológicos Ltda. – São Carlos – SP), através de uma lâmina de cera utilidade (Wilson, Polidental. Cotia - SP (Figura 4.2). Estas receberam oito marcações, denominadas de C1 a C8 (Corte 1, Corte 2, Corte 3 e assim sucessivamente) sendo quatro marcações nas regiões posteriores (C1, C2, C7 e C8) e 4 nas regiões anteriores (C3, C4, C5 e C6), com lapiseira e grafite 0,5mm (Figura 4.3 e Figura 4.4). As marcações abrangeram todo o contorno, da base ao limite mais superior da crista alveolar, e foram realizadas com o auxílio de um delineador protético com o objetivo de simular o paralelismo alcançado nos escaneamentos realizados com o tomógrafo computadorizado por feixe cônico e posteriormente também os cortes a serem mensurados nos softwares de planejamento.

Figura 4.2 – Adaptação da mandíbula ao paralelômetro (delineador protético)

Figura 4.3 –Delineamento com lapiseira com ponta 0.5mm em mandíbula adaptada ao paralelômetro

As marcações paralelas, de 10 mm entre si, foram comprovadas medindo-se essa distância com um paquímetro digital (Figura 4.4) .

Figura 4.4 –Padronização entre as marcações com 10mm conferidas com paquímetro digital

Figura 4.5–Demarcações paralelas por toda a mandíbula adquiridas com o uso do delineador

Sobre as marcações paralelas (Figura 4.5) foram fixados fios ortodônticos (Fio Ortodôntico Duro Elástico CrNi - Redondo Ø0,30mm - . 012" – Morelli® – Sorocaba - SP) com éster de cianocrilato (Loctite® 495™ Super Bonder® Instant Adhesive - Düsseldorf – Alemanha) em regiões previamente determinadas para as mensurações (Figura 4.6). Após a colocação dos fios ortodônticos foram feitos pequenos desgastes (fendas) com pontas diamantadas (FKG 1011 HL - Pdx Point Diamond Ind. Com. Ferram. Odontológ. Ltda – Terra Preta – SP) e caneta de alta rotação (Silent MRS 400 – Dabi Atlante® - Ribeirão Preto – SP), sem irrigação, nas quatro extremidades da extensão dos fios ortodônticos circundando a base das mandíbulas, a fim de padronizar a região de aferição para a mensuração, tanto nas imagens de tomógrafia quanto nas medidas reais (Figura 4.7).

Figura 4.6 –Fixação de fio ortodôntico sobre as marcações

Figura 4.7– Fenda realizada com broca diamantada FKG 1011–HL para padronizar o local à mensurar

4.2.2 Escaneamentos

Todos os espécimes foram submetidos a escaneamentos com tomógrafo computadorizado de feixe cônico (TCFC) Gendex GXCB-500 (Gendex Dental Systems, Hatfield, PA, USA). Os protocolos de aquisição para TCFC incluíram variação no tamanho do voxel de 0,125mm e 0,25mm, com tempo de aquisição de 23segundos e 8.9 segundos respectivamente, regime de trabalho de 90-120 kVp e 3-8 mA, sensor Flat Panel de Silício Amorfo com área de 13cm x 13cm, volume de aquisição cilíndrico, 360 graus de rotação, 14 bits de profundidade de cinza (16.384 tons) e field of view (FOV) de 8cm de altura X 14cm de diâmetro, de acordo com o protocolo de trabalho da clínica de radiologia odontológica IsoOrthoGraphic – São Paulo – SP, onde foram realizadas as aquisições das imagens. As imagens axiais foram reformatadas com 0,3mm de espessura. O parâmetro de posicionamento foi o plano basal da mandíbula.

4.2.3 Aferições

As imagens axiais geradas foram salvas em formato DICOM (Digital imaging and Communication in Medicine) e importadas pelos softwares de planejamento: Xoran versão 5.0 (XR) (Xoran Technologies® Inc, Ann Harbor, MI, USA); DentalSlice versão 2010 (DS) (Bioparts®, Brasília, Brasil) e OsiriX 1.2 (OX) (Pixmeo®, Genebra, Suíça) (Figura 4.3). Os arquivos DICOM foram convertidos para o software DentalSlice, visto que o mesmo não reconhece os arquivos deste formato. Em cada um dos softwares utilizou-se o corte axial para demarcar o arco de referência para obtenção das reconstruções panorâmicas e transaxiais de cada uma das mandíbulas (Figuras 4.8, 4.9, 4.10, 4.11 e 4.12).

Figura 4.8 – Tela do software Xoran após a geração de imagem de reconstrução panorâmica e corte transaxial

Figura 4.9
—
Cortes
sagittais
para
aferição

sagittais para aferição. Em destaque, corte apropriado para aferição das três medidas requisitadas nesse estudo (AT,LT, ATC)

Em todos os softwares sobre as imagens transaxiais foram obtidas as medidas lineares utilizadas no presente estudo. Dentre os cortes parassagittais (ou transaxiais), foram selecionados para as aferições aqueles em que fosse possível observar as marcações no fio ortodôntico com os espaços equivalentes às quatro fendas realizadas previamente ao escaneamento. Utilizando-se as ferramentas de cada software, os examinadores realizaram três medidas lineares nas maiores distâncias em altura na região posterior—abrangendo da base inferior da mandíbula ao limite mais superior da crista óssea alveolar—, largura total do rebordo mandibular, da face lingual à vestibular, e a distância entre o teto do canal mandibular e crista do rebordo, com a ferramenta de régua do programa. Na região anterior foram utilizadas apenas as medidas de altura total e largura total (Figuras 4.9, 4.10, 4.11 e 4.12).

Figura 4.10 - Tela do software de planejamento DentalSlice® com reconstruções multiplanares, e utilização das referência padronizadas para todos os softwares para obtenção das medidas lineares

Figura 4.11 - Tela do software de planejamento OsiriX® com reconstruções multiplanares, e utilização das referência padronizadas para todos os softwares para obtenção das medidas lineares

Figura 4.12 - Tela do software de planejamento OsiriX® com corte panorâmico, e transaxiais utilizados para mensurações lineares com referências pré-estabelecidas

Foram realizadas duas medidas cegadas intraexaminador e duas independentes interexaminadores, por dois observadores, especialistas em Implantodontia e pós-graduandos. Devido ao tamanho da amostra foram realizadas 50% das mensurações pelo segundo examinador (Exam.02 –T1) no mesmo momento (M1) que o primeiro (Exam.01-T1) e repetidas após 7 dias por ambos examinadores (Exam.1- T2 e Exam.02-T2). Os quatro espaços entre o fio circunjacente (previamente desgastados com ponta diamantada) foram considerados referência para a aferição. As medidas da altura total (AT) foram feitas posicionando-se o cursor da régua no espaço mais superior (referente à crista óssea do rebordo) e prolongando-se a linha ao espaço mais inferior (ou vice-versa); as medidas da largura total (LT) foram tomados posicionando-se o cursor de um espaço lateral ao outro (face vestibular à lingual ou vice-versa). Para a altura do teto do canal mandibular (ATC) ao espaço mais superior, o cursor foi posicionado no contorno mais externo da imagem do canal à fenda mais superior dos espaços entre o fio ortodôntico do corte anatômico.

4.2.4 Seccionamentos

Após as aquisições das imagens no tomógrafo, seguiu-se o processo de seccionamento das mandíbulas para a mensuração do padrão ouro. Os espécimes foram seccionados próximo às quatro linhas demarcadas pelos fios ortodônticos utilizando-se uma cortadeira metálica de baixa velocidade (EXTEC® Labcut 1010 - Low Speed Diamond Saw – Enfield – CT – USA), com o disco Buehler® - IsoMet Wafering Blades 15 HC, Metal Matrix Composite, PCBs, Bone, Ti, TSC – Lake Bluff – IL), 11-10066 76mm X 0.2mm, sob constante irrigação, rotação, em geral, de 500 rpm (limite da máquina), obtendo-se cortes transversais do longo eixo da base da mandíbula (Figuras 4.13 e 4.14).

Figura 4.13 – Cortadeira metálica utilizada para cortar os fragmentos mandibulares

Posteriormente, estes foram polidos com uma máquina de polimento (EcoMet® 3000 Grinder-Polisher Buehler® – Lake Bluff – IL – USA) até que se alcançasse a exata posição dos fios, com as devidas marcações metálicas (Figura 4.15. e 4.16), para a mensuração correspondente àquela mesma dos cortes parassagittais tomográficos. Todos os cortes foram realizados no Laboratório do

Departamento de Biomaterias e Biologia Oral da Faculdade de Odontologia -
Universidade de São Paulo (USP) – São Paulo – SP

Figura 4.14 – Corte aproximado do limite da marcação dos fios ortodônticos na máquina de cortar metais EXTEC® Labcut 1010

Figura 4.15 – Polimento de um dos fragmentos mandibulares até a superfície precisa do

fio ortodôntico, com a máquina EcoMet 3000

Figura 4.16 – Imagemm aproximada do polimento de um dos fragmentos mandibulares até a superfície precisa do fio ortodôntico, com a máquina EcoMet 3000

Figura 4.17 – Corte e polimento finais para a mensuração do padrão ouro

Alcançando-se exatamente a superfície requisitada para a aferição direta dos espécimes após o corte e polimentos realizados (Figuras 4.17 e 4.18), utilizou-se para as mensurações o paquímetro digital ABSOLUTE (Mitutoyo® Série 500-144 repetitividade 0,01mm – Suzano - SP), seguindo da mesma maneira, como já descrito anteriormente, para as maiores distâncias em largura, altura, e distância do teto do canal mandibular ao limite mais superior da crista do rebordo (Figura 4.18).

Figura 4.18 – Mensuração da medida linear de altura total (AT) diretamente com o paquímetro

4.2.5 Análise Estatística

Os dados foram tabulados e submetidos à análise estatística no programa BioStat 5.0. Para verificar a diferença entre os tamanhos de voxel em cada software (0,125mm X 0.25mm) e entre os tipos de softwares XR (Xoran), DS (DentalSlice) e OX (OsiriX) foram utilizados a Correlação Intra Classe (ICC) e o teste t de Student. Após as análises estatísticas de todos os cortes comparando as variáveis, para cada análise entre softwares e entre voxels foram registradas as frequências de ocorrência de resultados com significância, e estes submetidos ao teste Exato de Fisher para análise estatística da frequência de ocorrência de significância entre as variáveis. Devido ao tamanho da amostra foram realizadas 50% das mensurações pelo segundo examinador (Exam.02 –T1) no mesmo momento que o primeiro (Exam.01-T1) e repetidas após 30 dias por ambos examinadores (Exam.1- T2 e Exam.02-T2).

5 RESULTADOS

O capítulo resultados foi subdividido visando facilitar o entendimento dos dados coletados para análise diante dos fatores estudados.

5.1 Variação: Voxel de 0,125mm e 0,25mm

A variação dos voxels levando-se em conta o seu tamanho permitirá comparações para as medidas descritas na metodologia.

Para análise dos resultados das 1200 mensurações, os dados (AT, LT e ATC) foram organizados de acordo com as variáveis de tamanho de Voxel (0,125mm e 0,25mm) nos softwares de análise de imagens XR (Xoran), DS (DentalSlice) e OX (OsiriX) comparados à medida real com o paquímetro. Foram realizados os testes t de Student para estabelecer a precisão e o ICC para estabelecer a reprodutibilidade, para cada uma das medidas lineares de cada um dos 8 cortes das 10 mandíbulas, nos 2 tamanhos de voxel (APÊNDICE A).

Foram tabulados a frequência ocorrência de significância para a variação de tipo de corte (AT, LT e ATC) tamanhos de voxel para o software Xoran (Tabela 5.1), DentalSlice (Tabela 5.2) e OsiriX (Tabela 5.3).

Tabela 5.1 - Frequência de ocorrência estatística nas comparações do tamanho de voxel com a medida real para o software Xoran (XR)

XR (Teste t)	0,125mm x Real	0,25mm x Real
AT ($p \leq 0.05$)	1	5
$p > 0.05$	7	3
LT ($p \leq 0.05$)	0	3
$p > 0.05$	8	5
ATC ($p \leq 0.05$)	0	0
$p > 0.05$	4	4

Tabela 5.2 - Frequência de ocorrência estatística nas comparações do tamanho de voxel com a medida real para o software DentalSlice (DS)

DS (Teste t)	0,125mm x Real	0,25mm x Real
AT ($p \leq 0.05$)	2	2
$p > 0.05$	6	6
LT ($p \leq 0.05$)	2	1
$p > 0.05$	6	7
ATC ($p \leq 0.05$)	0	1
$p > 0.05$	4	3

Tabela 5.3 - Frequência de ocorrência estatística nas comparações do tamanho de voxel com a medida real para o software OsiriX (OX)

OX (Teste t)	0,125mm x Real	0,25mm x Real
AT ($p \leq 0.05$)	0	1
$p > 0.05$	8	7
LT ($p \leq 0.05$)	3	4
$p > 0.05$	5	4
ATC ($p \leq 0.05$)	0	1
$p > 0.05$	4	3

Posteriormente os dados foram agrupados para cada software, XR (Tabela 5.4), DS (Tabela 5.5) e OX (Tabela 5.6) e submetidos ao Teste t de Student para análise da significância ao nível de 5% ($p \leq 0,05$).

Tabela 5.4 - Análise estatística por meio do teste Exato de Fisher (análise de frequência, Significância em 5%) comparando os resultados do teste t para os tamanhos de voxel de 0,125mm e 0,25mm no software Xoran (XR) com o tamanho real, analisando o total de significância em todas as medidas lineares em todos os cortes com valor de $p=0,0104$

XR(Teste Exato de Fisher)	0,125mm x Real	0,25mm x Real
AT + LT + ATC ($p \leq 0.05$)	1	8
$p > 0.05$	19	12
Valor de $p=0,0104$		

Tabela 5.5 - Análise estatística por meio do teste Exato de Fisher (análise de frequência, Significância em 5%) comparando os resultados do teste t para os tamanhos de voxel de 0,125mm e 0,25mm no software DentalSlice (DS) com o tamanho real, analisando o total de significância em todas as medidas lineares em todos os cortes com valor de $p=1,00$

DS(Teste Exato de Fisher)	0,125mm x Real	0,25mm x Real
AT + LT + ATC ($p \leq 0.05$)	4	4
$p > 0.05$	16	16
Valor de $p=1,00$		

Tabela 5.6 - Análise estatística por meio do teste Exato de Fisher (análise de frequência, Significância em 5%) comparando os resultados do teste t para os tamanhos de voxel de 0,125mm e 0,25mm no software Osirix (OX) com o tamanho real, analisando o total de significância em todas as medidas lineares em todos os cortes com valor de $p=0,4506$

OX (Teste Exato de Fisher)	0,125mm x Real	0,25mm x Real
AT + LT + ATC ($p \leq 0.05$)	3	6
$p > 0.05$	17	14
Valor de $p=0,4506$		

Após a análise estatística dos softwares e tamanho de voxel comparados com as medidas reais, apenas o Xoran apresentou significância $p=0,0104$ na comparação entre os voxels (Tabela 5.4), demonstrando grande precisão das imagens com voxel 0,125mm comparado à medida real.

Quando os dados de mensurações foram agrupados (Tabela 5.7) independente dos softwares (XR+DS+OX) e analisados apenas os grupos de comparação da frequência de ocorrência de significância entre os tamanhos de voxel 0,125mm e 0,25mm, os resultados demonstraram diferenças entre os grupos ($p=0,0293$) sendo as mensurações com voxel 0,125mm mais semelhantes às medidas reais.

A análise de reprodutibilidade foi determinada pelo teste de Correlação Intraclass (ICC), tendo todos os softwares demonstrado alta reprodutibilidade $ICC \geq 0,750$.

Tabela 5.7 - Análise estatística por meio do teste Exato de Fisher (análise de frequência, Significância em 5%) comparando os resultados do teste t para os tamanhos de voxel de 0,125mm e 0,25mm para todos os softwares em conjunto (XR; DS e OX) com o tamanho real, analisando o total de significância em todas as medidas lineares em todos os cortes com valor de $p=0,0293$

Softwares (T. Exato de Fisher)	0,125mm x Real	0,25mm x Real
XR+DS+OX ($p \leq 0.05$)	8	18
$p > 0.05$	52	42
Valor de $p=0,0293$		

5.2 Variação: Software Xoran®, DentalSlice® e OsiriX®

Para análise dos resultados das 1200 mensurações, os dados (AT, LT e ATC) foram organizados quanto os softwares de análise de imagens XR (Xoran), DS (DentalSlice) e OX (OsiriX). Foram realizados os testes t de Student e ICC para cada uma das medidas lineares de cada um dos 8 cortes das 10 mandíbulas, para estabelecer nos 3 softwares a análise comparativa entre os mesmos (APÊNDICE B).

A análise da frequência de ocorrência da significância estatística para estabelecer diferença entre os softwares foi realizada por meio do teste Exato de Fisher (Tabela 5.8, Tabela 5.9, Tabela 5.10 e 5.11).

Tabela 5.8 - Análise estatística por meio do teste Exato de Fisher (análise de frequência, Significância em 5%- $p \leq 0.05$) comparando os resultados do teste t para os softwares Xoran e OsiriX analisando o total de significância em todas as medidas lineares em todos os cortes. $p=0,0043$

XR X OX(T. Exato de Fisher)	0,125mm	0,25mm
AT + LT + ATC ($p \leq 0.05$)	3	12
$p > 0.05$	17	08
Valor de $p=0,0043$		

Tabela 5.9 - Análise estatística por meio do teste Exato de Fisher (análise de frequência, Significância em 5%- $p \leq 0.05$) comparando os resultados do teste t para os softwares DentalSlice (DS) e OsiriX (OX) analisando o total de significância em todas as medidas lineares em todos os cortes com valor de $p=0,7164$

DS X OX(T. Exato de Fisher)	0,125mm	0,25mm
AT + LT + ATC ($p \leq 0.05$)	16	14
$p > 0.05$	04	06
Valor de $p=0,7164$		

Tabela 5.10 - Análise estatística por meio do teste Exato de Fisher (análise de frequência, Significância em 5%) comparando os resultados do teste t para os softwares Xoran (XR) e DentalSlice (DS) analisando o total de significância em todas as medidas lineares em todos os cortes com valor de $p=0,1818$

XR X DS(T. Exato de Fisher)	0,125mm	0,25mm
AT + LT + ATC ($p \leq 0.05$)	05	01
$p > 0.05$	15	19
Valor de $p=0,1818$		

Tabela 5.11 - Análise estatística por meio do teste Exato de Fisher (análise e frequência, Significância em 5%) comparando os resultados do teste t para os softwares DentalSlice (DS) e OsiriX (OX) analisando o total de significância em todas as medidas lineares em todos os cortes com valor de $p=0,4801$

DS X OX(T. Exato de Fisher)	0,125mm	0,25mm
AT + LT + ATC ($p \leq 0.05$)	16	13
$p > 0.05$	04	07
Valor de $p=0,4801$		

Na comparação entre os softwares de análise de imagens apenas foram encontradas diferenças estatisticamente significante ($p \leq 0,05$) para a comparação entre XR (Xoran) e OX (OsiriX) $p=0,0043$ com voxels 0,125mm e 0,25mm.

Os resultados demonstraram embora apenas visualmente uma proximidade maior entre os dados obtidos entre XR e DS para ambos os softwares.

5.3 Variação: Examinadores e momentos

A reprodutibilidade das medidas com softwares e tamanhos de voxel foram analisadas pelo teste de Correlação Intra Classe (ICC) entre o Ex1 (Examinador 1) e as medidas reais. E para comparar reprodutibilidade intra e inter examinador foram utilizados o ICC em dois momentos (T1 –momento1, T2 – momento 2), sendo o momento 1 realizado pelo Ex1 comparado no mesmo momento ao Ex2 para análise interexaminador e o Ex1 comparados com seus próprios dados após 30 dias no momento 2 pra análise intra examinador (Tabela 5.12).

Tabela 5.12 - A confiabilidade das medidas utilizando ICC foi aplicada para avaliar: Ex1 X Ex2 (examinador 1 x examinador 2), Ex1T1 x Ex1T2 (examinador 1, momento 1 Xexaminador 2, momento 2) e Ex1 X real (examinador 1 x medida real com o paquímetro)

	ICC	IC 95%
Ex1 x Ex2	0.995	0.988-0.997
Ex1T1xEx1T2	0.997	0.994-0.998
Ex1 x real	0.962	0.886-0.997

Os dados mostraram alta confiabilidade nas medidas realizadas com todos os tamanhos de voxel e pelos softwares analisados no estudo. Alta reprodutibilidade também no análise intraexaminador ICC=0,997, assim como na correlação interexaminador ICC=0,995.

6 DISCUSSÃO

6.1 TCFC – Tomografia computadorizada de feixe cônico

Atualmente a TCFC se apresenta como uma ferramenta útil em muitas áreas da Odontologia, principalmente na implantodontia devido à precisão na avaliação de estruturas nobres (Danforth; Milles, 2007), sendo ainda um método adequado de diagnóstico e planejamento de tratamento frente a outros tipos de equipamentos de imagem 3D, como a Tomografia Computadorizada MultiSlice e Ressonância Magnética. As vantagens dessa tecnologia são menores custos, imagens 3D de regiões do complexo maxilofacial, facilidade de operação, escaneamentos relativamente rápidos, baixa exposição à radiação (Ballrick et al., 2008).

O estudo atual confirma os resultados anteriores que demonstraram alta precisão de imagens obtidas com TCFC por meio de medidas lineares (Kobayshi et al., 2004; Lascale et al., 2004; Ludlow et al., 2007; Suomalainen et al., 2008; Loubele et al., 2008; Periago et al., 2008; Stratemann et al., 2008; Hassan et al., 2009; Lund et al., 2009; Brown et al., 2009; Damstra et al., 2010; Maloney et al., 2011; El-Beialy et al., 2011; Tomasi et al., 2011; Panzarella et al., 2011; Al-Ekrish, Ekran 2011; Timock et al., 2011; Engelbrecht et al., 2013; Waltrick et al., 2013; Kosalagood et al., 2014). Contribuindo para a consolidação da precisão das imagens de TCFC, análises geométricas das medidas também foram analisadas em alguns estudos (Marmulla et al., 2005; Baltrick et al., 2008; Primo et al., 2012) obtendo significativos resultados.

A alta confiabilidade no volume total das medidas lineares de imagens obtidas por TCFC no presente estudo (Correlação Intra Classe- ICC=0,962) como já citado, se assemelha com estudos de imagens de TCFC comparadas a TC helicoidal (Mozzo et al., 1998; Ziegler et al., 2002; Suomalainen et al., 2008; Roberts et al., 2009; Liang et al., 2010; Primo et al., 2012; Naser, Mehr, 2013). Embora Al-Ekrish e Ekran (2011) em seus estudos também com mandíbulas secas encontrarem alta

confiabilidade entre as medidas, tanto para TCFC quanto para TC helicoidal Multislice, salientam que a acurácia foi maior para as imagens de TC multislice.

A confiabilidade de dados de exames tomográficos antecessores à TCFC também demonstram resultados de alta correlação como os estudos de Varguese et al. (2010) com TC helicoidais. Mas quando analisado as diferentes TC helicoidais, Paes et al. (2007) encontraram melhor confiabilidade para TC Multislice do que para TC SingleSlice.

A alta confiabilidade dos dados coletados ($ICC=0,962$) utilizando TCFC também foi observada por vários estudos utilizando o mesmo teste estatístico (ICC) como referência (Ballrick et al., 2008; Baumgaertel et al., 2009; Kamburoğlu et al., 2009; Tomasi et al., 2011; Al-Ekrish, Ekran 2011; Kim G et al., 2012; Engelbrecht et al., 2013; Naser; Mehr, 2013; Kosalagood et al., 2014), sedimentando a TCFC como exame de alta reprodutibilidade, podendo assim ser indicado para diagnóstico e planejamento para as diversas áreas da odontologia.

O constante desenvolvimento da TCFC e suas aplicações para colocação de implante endosteal tem levantado uma necessidade de se determinar a acurácia dessas imagens na verificação das altura e largura do osso alveolar mandibular acima do canal mandibular, levando em consideração o nervo alveolar inferior. Os implantodontistas podem ter acesso a imagens 3D de TCFC de pacientes, com fins de tratamento de implantes, com uma dose mais baixa de radiação, superioridade e maiores detalhes de dentes e tecidos duros em um custo-benefício mais acessível que da tomografia convencional (Maloney et al., 2011).

Com a evolução da TCFC, o sensor flat panel tornou-se o mais usado em razão de sua alta resolução, pois produz menos ruído, não é sensível a campos magnéticos e não é necessária uma calibração constante (Panzarella et al., 2011), sendo este o utilizado para nosso estudo. no tomógrafo que obteve as imagens com os diferentes protocolos de aquisição.

A metodologia do posicionamento das mandíbulas para serem submetidas ao exame de TCFC em nosso estudo poderia ser discutida, mas isto se torna desnecessário visto a mesma foi estabilizada totalmente para que não se movimentasse durante a aquisição das imagens, eliminando qualquer possibilidade de alterações provenientes deste fator como analisado por El-Beialy et al. (2011)

que avaliaram acurácia e confiabilidade ressaltando a orientação da cabeça, o que segundo os autores, clinicamente, é importante devido ao posicionamento e movimentação do paciente durante o escaneamento. Se a cabeça do paciente está estável durante o procedimento, a posição espacial da cabeça no foco pela TCFC não vai afetar o resultado. No entanto, quando o paciente se movimenta inesperadamente, como pode acontecer com crianças, ainda que por um tempo curto, os autores sugerem que se use o apoio de frontal como o único posicionador durante o atendimento. Concluíram, assim, que a acurácia e confiabilidade das medidas da TCFC não são afetadas por mudanças na orientação craniana. Não houve diferença nas medidas durante o escaneamento do crânio em diferentes orientações.

Para Loubele et al. (2006) um planejamento bem sucedido de cirurgia óssea é importante que a acurácia geométrica dos modelos ósseos seja conhecida. A acurácia da segmentação óssea já foi estudada extensivamente para a TCMS. Mesmo que existam diversos estudos até o momento sobre acurácia e confiabilidade de imagens tomográficas de TCFC é necessário que se investiguem cada vez mais parâmetros e configurações dos diversos fatores que compõem todo o processo de geração de imagem volumétrica com os objetivos, como já explicitados anteriormente, de diagnóstico, planejamento e acompanhamento pós-procedimento clínico. Para fins de pesquisa, em geral, diferentes metodologias em imagens podem ser empregadas com esse propósito: uso de fantasmas (Lund et al., 2009; Panzarella et al., 2011), estudos cadavéricos em crânios, maxilas ou mandíbulas humanas secas (Pinsky et al., 2006; Ludlow et al., 2007; Veyre-Goulet et al., 2008; Moreira et al., 2009; Gerlach et al., 2010; Leung et al., 2010; Gribel et al., 2011), mandíbulas sintéticas produzidas por prototipagem (Lagrevère et al., 2008) imagens de reconstruções de superfície 3D (Periago et al., 2008; Oz et al., 2011), modelos de plástico fundido (Kim et al., 2012), modelos de gesso modificado (Rangel et al., 2013) fantasmas e modelos de elementos finitos (Marmulla et al., 2005; Hasegawa et al., 2013), maxilares ou outros ossos de animais, como porco e cachorros (Kim G et al., 2012; Dave et al., 2013; Wood et al., 2013), articulações temporomandibulares (Zhang et al., 2013). Estabelecer um parâmetro de mensuração geométrico 3D com suficiente acurácia de detalhe não é tão simples e direto para objetos anatômicos de

formas complexas e, algumas vezes, muito difícil para imagens clínicas de pacientes adquiridas in vivo. Os autores afirmam que, enquanto estudos em fantoma permitem um acesso direto a objetos sob estudos de caracterização geométrica, suas validades para a imagem in vivo são questionáveis. Ainda sobre o uso de fantasmas pra analisar acurácia em TCFC, Panzarella et al. (2011), ao contrário de Loubele et al. (2006), afirmam que essa condição permite uma comparação dimensional adequada e, enquanto apresenta o estabelecimento de comparações puras como vantajosas, também permite parâmetros de alta reprodutibilidade e não envolve a exposição de tecidos vivos. De uma maneira geral, esse método não reproduz fenômenos físicos como atenuação da radiação, radiação dispersa e ruído, que ocorre em estudos antropométricos (Kobayashi et al., 2004; Strateman et al., 2008).

A utilização apenas de mandíbulas desdentadas e já com o processo de remodelação óssea ocorrido, não possibilitou correlações diretamente com outros resultados com este tipo de amostra, visto que não foram encontrados estudos na literatura pesquisada com esta característica de padronização. Embora em 2010 Gerlach et al., valorizem ainda mais a caracterização do nosso estudo, concluindo que a reprodutibilidade de mensurações em mandíbulas desdentadas foram significativamente melhor do que naquelas com dentes.

6.2 Tamanho do voxel

O tamanho do voxel constitui um dos parâmetros mais importantes da imagem tomográfica. Ele é determinado pelo tamanho de cada pixel no receptor de imagem, gerando voxels isotrópicos (onde altura, largura e profundidade são iguais) que resultam em imagens de alta clareza, aumentando a capacidade de reprodução de detalhes de tecido duro, como a lâmina dura. Teoricamente, menores voxels produzem melhores imagens mas outros fatores como a calibração diária, a qualidade do sensor, a projeção do aparelho, estabilidade do paciente e software influenciam a clareza final alcançada (Panzarella et al., 2011).

Nossos resultados demonstraram diferenças estatísticas ($p \leq 0,05$) na acurácia das imagens mensuradas com voxel de 0,125mm e 0,25mm ($p = 0,0243$), analisando-

se todas as medidas lineares em todos os softwares (Xoran, DentalSlice e OsiriX) com ambos os voxels, tendo o voxel 0,125mm obtido os melhores resultados. Portanto podemos afirmar que assim como Panzarella et al. (2011), que verificou diferenças de acurácia de medidas lineares entre os tamanhos de voxels 0,25mm; 0,30mm e 0,40mm, nosso estudo também indica que a diminuição no tamanho do voxel interferiu na precisão do volume total de medições realizadas. Mas quando analisamos os softwares de maneira isolada apenas o Xoran ($p=0,0104$) encontrou diferença na acurácia entre as imagens obtidas com os diferentes voxels, tendo o de 0,125mm os melhores resultados. Embora Damstra et al. (2010) corroborem com essa afirmação em seus conceitos, seus estudos verificaram que o uso de voxels de 0,40mm e 0,25mm não apresentava diferenças estatisticamente significantes. Os autores concluíram que reduzir o tamanho do voxel no estudo e por consequência aumentar a resolução da imagem, não gerou repercussão do ponto de vista do diagnóstico. Ainda corroborando com estas afirmações, Primo et al. (2012) verificaram que uma alta resolução dos voxels não teve efeitos significantes nas medidas dos protótipos produzidos por dados da TCFC, os autores acreditam que o ideal seria combinar as vantagens de uma resolução mais baixa, um tempo menor de escaneamento e exposição aos raios-x e menor possibilidade de movimentação do paciente. Moshfeghi et al. em 2012, também sugerem uma dose de radiação menor com voxel de 0,30mm por seus resultados também não demonstrarem melhores resultados com voxel de 0.15mm.

Waltrick et al. (2013) também encontraram resultados semelhantes aos nossos, pois além de verificarem a acurácia em imagens com voxels de 0,20mm; 0,30mm e 0,40mm, encontraram também diferenças estatisticamente significante entre os diferentes tamanhos. Para os autores um bom “acordo” seria um voxel intermediário (0,30mm) para analisar com acurácia a visibilidade da morfologia do canal mandibular. Este mesmo tamanho de voxel (0,30mm) foi considerado por Moreira et al. em 2009 como ideal para resultados precisos levando em consideração o benefício da menor dose de radiação ao pacientes, visto que em seus resultados não foi encontrado significância quando comparado ao voxel de 0,15mm. Embora utilizando estudo de articulações temporo mandibulares, Zhang et

al. em 2012 também não encontraram diferenças alterando os protocolos de aquisição de imagem, diferindo de nossos achados.

Massey et al. (2013) estudaram a acurácia de medidas da região do canal mandibular com Micro TC, obtendo resultados de precisão semelhantes a outros estudos de TCFC. Estes dados também vão ao encontro dos nossos resultados pois, o fato da acurácia do nosso estudo demonstrar alto ICC e a medida ATC ter a menor frequência de significância comparada as outras medidas, denota que a capacidade de se obter a medida ATC esteve diretamente relacionada com a adequada qualidade da imagem do canal mandibular.

Acreditamos que no caso de medidas lineares de mandíbulas atróficas onde a acurácia pode determinar por exemplo a possibilidade ou não de um paciente ser reabilitado com implantes, um exame mais preciso deva ser indicado (voxel 0,125mm). Primo et al. (2012) também corroboram com nossa afirmação pois os autores concluem que as resoluções dos voxels devem ser definidas individualmente para cada caso, dependendo das indicações e características de cada paciente e do plano de tratamento. No que diz respeito a outro aspecto que pode ter influência na qualidade final da imagem tomográfica, os autores relacionaram o voxel com o tempo de escaneamento. E afirmaram que a resolução espacial é mais baixa em tempos de escaneamento mais rápidos e voxels maiores. Uma maior resolução espacial e do voxel resultam geralmente em imagens mais “planas” pelo aumento da taxa de sinal e da taxa de ruído, com menos artefatos das restaurações metálicas. Entretanto, uma maior resolução do voxel é conseguida com um maior tempo de escaneamento, expondo-se o paciente a uma alta dose de radiação e aumentando-se o risco de movimentação do paciente durante o procedimento. Os autores sugerem mais estudos sobre esse elemento de imagem, tendo em vista que o resultado pode ser clinicamente relevante.

Em relação ao tamanho do voxel, analisando a acurácia dos softwares de forma isolada, apenas o Xoran apresentou diferença entre os dois tamanhos, demonstrando melhor acurácia o que é de grande importância visto que é um software normalmente utilizado por radiologistas, os quais muitas vezes fornecem laudos de exames com medidas lineares a serem analisadas e muitas vezes seguidas pelos cirurgiões durante o planejamento. Sendo assim, os radiologistas

como responsáveis pelo estabelecimento dos protocolos de aquisição deveriam atuar de forma a determinar um protocolo individualizado, ou ainda embora os implantodontistas muitas vezes não trabalhem diretamente com o software Xoran, estes podem obter melhor acurácia nos exames de seus pacientes solicitando um protocolo individualizado no caso de mandíbulas atrésicas, e estes analisados com o Xoran com voxel de 0.125mm obterão resultados mais precisos.

Em 2009 Kamburoğlu et al. expuseram que procedimentos cirúrgicos como cirurgias de terceiros molares, colocação de implantes, osteotomias e reparos de fratura que envolvam estruturas adjacentes ao canal mandibular exigem um conhecimento exato do curso intraósseo do canal e do feixe vasculonervoso a fim de se evitar um alto risco de injúria a essa estrutura anatômica e consequente dano severo ao paciente, temporário ou em definitivo. Para os autores, distâncias entre o canal mandibular e implantes dentários ou próteses são tão pequenas que devem ser precedidas por avaliações pré-operatórias que incluam medidas precisas com erro de menos de 1 ou 2 mm. Antes que os implantes sejam colocados na mandíbula, o profissional deve obter todas as medidas possíveis da área circunjacente ao canal mandibular. Em auxílio ao clínico a TCFC é uma ferramenta adequada de avaliações pré e pós operatórias e de verificação da condição de implantação óssea do pino propriamente dita. Portanto baseados nestas afirmações consideradas como importantes na maioria dos casos, acreditamos que nossos resultados que apresentaram a melhor acurácia do voxel 0,125mm, tornam-se de grande importância visto que nossa amostra foi constituída de mandíbulas atrésicas, o que sugerem uma necessidade de precisão ainda maior com margens de erro ainda menor do que os 1 ou 2mm sugeridos por estes autores.

Em nosso estudo analisamos o uso de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) avaliando variáveis que podem interferir na qualidade da imagem tomográfica, comparando voxels de diferentes tamanhos em região de rebordo alveolar mandibular anterior e posterior, fator esse também de grande importância para Hatcher (2010). A importância da região posterior devido a presença do nervo alveolar inferior foi relatada por Waltrik et al. (2013), pois segundo os autores é fundamental uma avaliação apurada da acurácia e confiabilidade de exames imaginológicos que proporcionem uma visualização o mais fiel possível da área de

estudo e para as especialidades odontológicas de interesse, principalmente para a localização e morfologia do canal mandibular.

6.3 Software de análise de imagens.

A necessidade do estudo de diferentes softwares foi relatada também em 2009, quando Kamburoğlu et al. analisaram a localização do canal e a estimativa de distâncias ao seu redor mediante imagens de TCFC em mandíbulas cadavéricas representam um substituto adequado na aplicação clínica. Segundo os autores performance do observador, a seleção de pontos de referência, a sensibilidade do mouse e limitações do software são fatores importantes na mensuração das distâncias. Alguns autores (Rubio-Serrano et al., 2008; Periago et al., 2008; Dreiseidler et al., 2012; Wood et al., 2013) concordam com a necessidade de estudos que investiguem o impacto de fatores responsáveis pela falta de acurácia de medidas de imagens do osso alveolar em TCFC, tais como o software, presença ou ausência de tecidos moles, tamanho do voxel do escaneamento.

Para padronizar as imagens e evitar diferenças nos resultados dos exames provenientes do hardware (aparelho de TCFC) como encontrado por Van Vlijmen et al. (2011) foi utilizado em nosso estudo apenas um tomógrafo (Gendex GXCB-500, Gendex Dental Systems, Hatfield, PA, USA).

Em 2006 Pinsky et al. encontraram resultados precisos utilizando TCFC com voxel de 0,20mm, utilizando o software Xoran para análise de lesões ósseas, concordando com nossos resultados relacionados a desempenho do software. Nosso estudo apresentou resultados melhores para o software Xoran com voxel de tamanho 0,125mm ($p=0,0243$) quando comparado aos resultados com o voxel 0,25mm analisados no mesmo software, mas em relação a confiabilidade ambos demonstraram resultados semelhantes. A confiabilidade de medidas em TCFC foi observada anteriormente por Baumgaertel et al. (2009), Al-Ekrish e Ekran (2011), Tomasi et al. (2011), Golubovic et al. (2012), o que corrobora nossos achados no presente estudo. Contrariamente, Gerlach et al. (2013) discordam da confiabilidade

das medidas obtidas em TCFC com crânios de cadáveres frescos congelados. Acreditamos que a falta da acurácia pode ter sido causada pela presença de tecido mole e a metodologia aplicada com o uso de software diferente ao sugerido pelo fabricante do TCFC.

Existem poucas referências na literatura (Lund et al., 2009; Maloney et al., 2011; Oz et al., 2011; Kim G et al., 2012; Gerlach et al., 2013; Santos Jr. et al., 2013; Wood et al., 2013; Vieira et al., 2013; Gaia et al., 2013) que utilizam o software de análise de imagens como variável de interferência na acurácia ou precisão, entretanto todos os estudos que analisam propriedades de TCFC utilizam software, o qual será utilizado como ferramenta para analisar as imagens. Caso os autores mencionassem sempre os softwares, versão e configuração, isto favoreceria a utilização de padrões para determinados estudos e aplicações clínicas com melhores resultados, visto que as imagens geradas na grande maioria das TCFC são em formato DICOM e podem ser analisadas por um gama de softwares disponíveis no mercado. Isso se torna mais complicado ainda quando autores (Maloney et al., 2011) comparam softwares e utilizam o nome comercial do tomógrafo como uma das variáveis, o que pode dificultar a discussão e produção do conhecimento sobre este tema.

Neste estudo analisamos as diferenças entre os softwares dentro dos mesmos tamanhos de voxels utilizando Xoran versão 5.0 (Xoran Technologies® Inc, Ann Harbor, MI, USA); DentalSlice versão 2010 (Bioparts®, Brasília, Brasil) e OsiriX versão 1.2 (Pixmeo®, Genebra, Suíça), onde apenas encontramos diferença entre os softwares Xoran e OsiriX ($p=0,0043$).

A análise da acurácia e reprodutibilidade os software OsiriX foram analisadas por alguns autores (Santos Jr. et al., 2013) recomendando seu uso para diagnóstico planejamento pré-operatório, da mesma forma Kim G et al. (2012) concluem que o software Osirix pode ser utilizado com menos de 0,3mm de acurácia e alta confiabilidade, embora seus estudos tenham se baseado em medidas de joelho de porco. Nossos resultados não demonstraram resultados muito satisfatórios para o OsiriX sendo o único que obteve diferença com o software Xoran, sendo este o software (voxel 0,125mm) que obteve os melhores resultados comparados a medida real com o paquímetro. Gaia et al. (2013) comparando o OsiriX 1.2 com o software

Vitrea 3.8.1 analisando medidas lineares em regiões de osteotomia do tipo Le Fort I em crânios secos, corroboram nossos achados e concluem que o Osirix não ofereceu medidas precisas nestas regiões, assim como nossos resultados.

A semelhança do comportamento embora que apenas visual entre o software Xoran e Dental Slice em nossos resultados, pode ter relação com o estudo de visto Maloney et al. em 2011, que comparou o software de planejamento de implante Simplant (Simplant 3D Pro; Materialize, Leuven, Bélgica) semelhante ao Dental Slice com o software do I-Cat não mencionado a descrição, que pode ser o Xoran. Assim como nossos resultados os autores afirmam que tanto o software do I-Cat quanto o Simplant podem ser utilizados precisamente para o planejamento de cirurgias de implante.

Baseados nestes achados acreditamos que a difusão das TCFC bem como dos softwares de análise de imagens e suas ferramentas na clínica diária sejam de grande importância para o diagnóstico e planejamento de diversas áreas da odontologia. Para tanto o conhecimento de bases científicas são imprescindíveis e com certeza o contato precoce com a ferramenta pode favorecer e otimizar os resultados, assim como avaliado por Nkenke et al. (2012) que analisou a aceitação de estudantes de odontologia ao usar um software de planejamento de implantes (NobelClinicians). Após o treinamento e uso, a aceitação foi excelente e os autores sugerem que alunos de graduação poderiam ter acesso as imagens de TCFC e a manipulação por meio de softwares, mas desde que bem orientados e acompanhados.

As inúmeras propriedades e vantagens do uso de software de análise de imagens e planejamento para reabilitações são descritas na literatura (Worthington et al., 2010), mas a necessidade de maiores estudos comparando estes e suas ferramentas se faz necessária, principalmente em casos extremos e específicos como pacientes com mandíbulas atroficas.

A utilização da variável software também se faz necessária em estudos de diagnóstico e planejamento quando envolvemos tecidos moles já que a TCFC não é o exame mais indicado para este fim, como salientado por White e Pharoah em 2008. Mas a maioria dos softwares que podem ser analisados para TCFC podem também ser estudos em tomografias helicoidais. Existe uma gama de alterações

possíveis na aquisição de imagens assim como em seu processamento (Whyms et al., 2013), e isto pode ser potencializado, aumento ainda mais a necessidade de estudos quando comparamos TCFC com outros exames.

Em relação a alta reprodutibilidade inter e intra examinador nossos resultados se assemelham a grande parte dos estudos na literatura que apresenta as imagens provenientes de TCFC e softwares analisados com resultados de altíssima reprodutibilidade tanto inter (ICC= 0.995) quanto intra-examinador (ICC=0.997).

Diante destes dados parece-nos importante indicar ambos os voxels e os softwares utilizados neste estudo para diagnóstico e planejamento nas diversas áreas da odontologia, mas em casos individuais e extremos como rebordos extremamente reabsorvidos, a utilização de voxels de menor tamanho e softwares com melhor acurácia poderão ser fatores preditivos na resolução dos casos. Novos estudos poderiam levar em conta as interferências da aplicação de filtros, outros softwares de manipulação, bem como outros exames para maxila e mandíbula com características específicas.

7 CONCLUSÕES

A acurácia de medidas em imagens obtidas por tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), em todos os softwares, mensurando altura e largura de rebordos mandibulares reabsorvidos, o voxel de 0,125mm demonstrou resultados mais semelhantes às medidas reais do que as imagens com voxel 0,25mm.

A reprodutibilidade dos dados se mostrou excelente tanto para os voxels 0,125mm e 0,25mm quanto para os softwares Xoran, Dental Slice e Osirix.

O software Xoran além de oferecer mensurações mais próximas das medidas reais, apresentou diferenças relacionadas ao tamanho do voxel quando comparado ao software OsiriX, sugerindo o uso do Osirix apenas com voxel 0,25mm

As mensurações com o software Dental Slice com ambos os tamanhos de voxel não apresentaram diferenças sugerindo não individualizar os protocolos de aquisição para mandíbulas atróficas caso este seja o único software a ser utilizado.

REFERÊNCIAS¹

Al-Ekrish AA, Ekram M. A comparative study of the accuracy and reliability of multidetector computed tomography and cone beam computed tomography in the assessment of dental implant site dimensions. *Dentomaxillofac Radiol*. 2011 Feb;40(2):67-75. doi: 10.1259/dmfr/27546065.

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 Oct;134(4):573-82. doi: 10.1016/j.ajodo.2007.11.025.

Baumgaertel S, Palomo JM, Palomo L, Hans MG. Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009 Jul;136(1):19-25; discussion 25-8. doi: 10.1016/j.ajodo.2007.09.016.

Brown AA, Scarfe WC, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. *Angle Orthod*. 2009 Jan;79(1):150-7. doi: 10.2319/122407-599.1.

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 Jan;137(1):16.e1-6; discussion 16-7. doi: 10.1016/j.ajodo.2009.06.016.

Danforth RA, Miles D. Cone Beam Volume Imaging (CBVI): 3D Applications for Dentistry. Digital education for Dentistry [cited 2009 Set 18]. Available from: <http://www.learn.digital.net/articles/2007/Irish%20Stout%20final%20draft.pdf>

Dave M, Davies J, Wilson R, Palmer R. A comparison of cone beam computed tomography and conventional periapical radiography at detecting peri-implant bone defects. *Clin Oral Implants Res*. 2013 Jun;24(6):671-8. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02473.x..

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Dreiseidler T, Tandon D, Kreppel M, Neugebauer J, Mischkowski RA, Zinser MJ, Zöller JE. CBCT device dependency on the transfer accuracy from computer-aided implantology procedures. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Sep;23(9):1089-97. doi:10.1111/j.1600-0501.2011.02272.x.

El-Beialy AR, Fayed MS, El-Bialy AM, Mostafa YA. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography measurements: Influence of head orientation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011 Aug;140(2):157-65. doi: 10.1016/j.ajodo.2010.03.030.

Engelbrecht WP, Fourie Z, Damstra J, Gerrits PO, Ren Y. The influence of the segmentation process on 3D measurements from cone beam tomography-derived surface models. *Clin Oral Investig.* 2013 Nov;17(8):1919-27. doi: 10.1007/s00784-012-0881-3.

Gaia BF, Pinheiro LR, Umetsubo OS, Costa FF, Cavalcanti MG. Comparison of precision and accuracy of linear measurements performed by two different imaging software programs and obtained from 3D-CBCT images for Le Fort I osteotomy. *Dentomaxillofac Radiol.* 2013;42(5):20120178. doi: 10.1259/dmfr.20120178.

Gerlach NL, Meijer GJ, Borstlap WA, Bronkhorst EM, Bergé SJ, Maal TJ. Accuracy of bone surface size and cortical layer thickness measurements using cone beam computerized tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2013 Jul;24(7):793-7. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02459.x.

Gerlach NL, Meijer GJ, Maal TJ, Mulder J, Rangel FA, Borstlap WA, Bergé SJ. Reproducibility of 3 different tracing methods based on cone beam computed tomography in determining the anatomical position of the mandibular canal. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010 Apr;68(4):811-7. doi: 10.1016/j.joms.2009.09.059.

Golubovic V, Mihatovic I, Becker J, Schwarz F. Accuracy of cone-beam computed tomography to assess the configuration and extent of ligature-induced peri-implantitis defects. A pilot study. *Oral Maxillofac Surg.* 2012 Dec;16(4):349-54. doi: 10.1007/s10006-012-0320-2.

Gribel BF, Gribel MN, Frazão DC, McNamara JA Jr, Manzi FR. Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometric and 3D measurements on CBCT scans. *Angle Orthod*. 2011 Jan;81(1):26-35. doi:10.2319/032210-166.1.

Hasegawa A, Shinya A, Lassila LV, Yokoyama D, Nakasone Y, Vallittu PK, Shinya A. Accuracy of three-dimensional finite element modeling using two different dental cone beam computed tomography systems. *Odontology*. 2013 Jul; 101(2):210-5. doi: 10.1007/s10266-012-0076-z.

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 Apr;31(2):129-34. doi: 10.1093/ejo/cjn088.

Hatcher DC. Operational principles for cone-beam computed tomography. *J Am Dent Assoc*. 2010 Oct;141 Suppl 3:3S-6S.

Kamburoğlu K, Kiliç C, Ozen T, Yüksel 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 Feb;107(2):e34-42. doi: 10.1016/j.tripleo.2008.10.012.

Kim G, Jung HJ, Lee HJ, Lee JS, Koo S, Chang SH. Accuracy and reliability of length measurements on three-dimensional computed tomography using open-source OsiriX software. *J Digit Imaging*. 2012 Aug;25(4):486-91. doi: 10.1007/s10278-012-9458-6.

Kim MK, Kang SH, Lee EH, Lee SH, Park W. Accuracy and validity of stitching sectional cone beam computed tomographic images. *J Craniofac Surg*. 2012 Jul;23(4):1071-6. doi: 10.1097/SCS.0b013e31824e2c85.

Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Mar-Apr;19(2):228-31.

Kosalagood P, Silkosessak OC, Pittayapat P, Pisarnturakit P, Pauwels R, Jacobs R. Linear Measurement Accuracy of Eight Cone Beam Computed Tomography Scanners. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014 Mar 28. doi: 10.1111/cid.12221. [Epub ahead of print].

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

Lascalea CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol*. 2004 Sep;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 Apr;137(4 Suppl):S109-19.doi: 10.1016/j.ajodo.2009.07.013.

Liang X, Lambrichts I, Sun Y, Denis K, Hassan B, Li L, Pauwels R, Jacobs R. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy. *Eur J Radiol*. 2010 Aug;75(2):270-4. doi: 10.1016/j.ejrad.2009.04.016.

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 Sep;37(6):309-18

Loubele M, Maes F, Schutyser F, Marchal G, Jacobs R, Suetens P. Assessment of bone segmentation quality of cone-beam CT versus multislice spiral CT: a pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2006 Aug;102(2):225-34.

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 Apr;103(4):534-42.

Lund H, Gröndahl K, Gröndahl HG. Accuracy and precision of linear measurements in cone beam computed tomography Accuitomo® tomograms obtained with different reconstruction techniques. *Dentomaxillofac Radiol* 2009 Sep;38(6):379-86. doi: 10.1259/dmfr/15022357.

Maloney K, Bastidas J, Freeman K, Olson TR, Kraut RA. Cone beam computed tomography and simPlant materialize dental software versus direct measurement of the width and height of the posterior mandible: an anatomic study. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011 Jul;69(7):1923-9. doi: 10.1016/j.joms.2011.01.003

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

Massey ND, Galil KA, Wilson TD. Determining position of the inferior alveolar nerve via anatomical dissection and micro-computed tomography in preparation for dental implants. *J Can Dent Assoc*. 2013;79:d39.

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 Radio Endod*. 2009 Sep;108(3):430-6. doi: 10.1016/j.tripleo.2009.01.032.

Moshfeghi M, Tavakoli MA, Hosseini ET, Hosseini AT, Hosseini IT. Analysis of linear measurement accuracy obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom VG). *Dent Res J (Isfahan)*. 2012 Dec;9(Suppl 1):S57-62.

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

Naser AZ, Mehr BB. A comparative study of accuracy of linear measurements using cone beam and multi-slice computed tomographies for evaluation of mandibular canal location in dry mandibles. *Dent Res J (Isfahan)*. 2013 Jan;10(1):15-9. doi: 10.4103/1735-3327.111759.

Nkenke E, Vairaktaris E, Bauersachs A, Eitner S, Budach A, Knipfer C, Stelzle F. Acceptance of virtual dental implant planning software in an undergraduate curriculum: a pilot study. *BMC Med Educ*. 2012 Sep 29;12:90. doi: 10.1186/1472-6920-12-90.

Oz U, Orhan K, Abe N. Comparison of linear and angular measurements using two-dimensional conventional methods and three-dimensional cone beam CT images reconstructed from a volumetric rendering program in vivo. *Dentomaxillofac Radiol*. 2011 Dec;40(8):492-500. doi: 10.1259/dmfr/15644321.

Paes Ada S, Moreira CR, Sales MA, Cavalcanti MG. Comparative study of single and multislice computed tomography for assessment of the mandibular canal. *J Appl Oral Sci*. 2007 Jun;15(3):220-4.

Panzarella FK, Junqueira JL, Oliveira LB, de Araújo NS, Costa C. Accuracy assessment of the axial images obtained from cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol*. 2011 Sep;40(6):369-78. doi: 10.1259/dmfr/88722046.

Periago DR, Scarfe WC, Moshiri M, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod*. 2008 May;78(3):387-95. doi: 10.2319/122106-52.1.

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

Primo BT, Presotto AC, de Oliveira HW, Gassen HT, Miguens AS Jr, Silva AN Jr, Hernandez PA. Accuracy assessment of prototypes produced using multi-slice and cone-beam computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2012 Oct;41(10):1291-5. doi: 10.1016/j.ijom.2012.04.013.

Rangel FA, Maal TJ, Bronkhorst EM, Breuning KH, Schols JG, Bergé SJ, Kuijpers-Jagtman AM. Accuracy and Reliability of a Novel Method for Fusion of Digital Dental Casts and cone beam tomography scans. *PLoS One*. 2013;8(3):e59130. doi: 10.1371/journal.pone.0059130.

Roberts JA, Drage NA, Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol*. 2009 Jan;82(973):35-40. doi: 10.1259/bjr/31419627.

Rubio-Serrano M, Albalat Estela S, Peñarrocha Diago M, Peñarrocha Diago M. Software applied to oral implantology: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2008 Oct 1;13(10):E661-5.

Santos Jr O, Pinheiro LR, Umetsubo OS, Sales MA, Cavalcanti MG. Assessment of open source software for CBCT in detecting additional mental foramina. *Braz Oral Res*. 2013 Mar-Apr;27(2):128-35.

Scarfe WC¹, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am*. 2008 Oct;52(4):707-30. doi: 10.1016/j.cden.2008.05.005.

Stratemann SA, Huang JC, Maki K, Miller AJ, Hatcher DC. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofac Radiol*. 2008 Feb;37(2):80-93. doi: 10.1259/dmfr/31349994.

Suomalainen A, Vehmas T, Kortenesniemi M, Robinson S, Peltola J. Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol*. 2008 Jan;37(1):10-7. doi: 10.1259/dmfr/14140281.

Timock AM, Cook V, McDonald T, Leo MC, Crowe J, Benninger BL, Covell DA Jr. Accuracy and reliability of buccal bone height and thickness measurements from cone-beam computed tomography imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011 Nov;140(5):734-44. doi: 10.1016/j.ajodo.2011.06.021.

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 May;40(4):244-50. doi: 10.1259/dmfr/1742330.

Van Vlijmen OJ, Rangel FA, Bergé SJ, Bronkhorst EM, Becking AG, Kuijpers-Jagtman AM. Measurements on 3D models of human skulls derived from two different cone beam CT scanners. *Clin Oral Investig*. 2011 Oct;15(5):721-7. doi: 10.1007/s00784-010-0440-8.

Varghese S, Kailasam V, Padmanabhan S, Vikraman B, Chithranjan A. Evaluation of the accuracy of linear measurements on spiral computed tomography-derived three-dimensional images and its comparison with digital cephalometric radiography. *Dentomaxillofac Radiol*. 2010 May;39(4):216-23. doi: 10.1259/dmfr/30048377.

Veyre-Goulet S, Fortin T, Thierry A. Accuracy of linear measurement provided by cone beam computed tomography to assess bone quantity in the posterior maxilla: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2008 Dec;10(4):226-30

Vieira DM, Sotto-Maior BS, Barros CA, Reis ES, Francischone CE. Clinical accuracy of flapless computer-guided surgery for implant placement in edentulous arches. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 Sep-Oct;28(5):1347-51. doi: 10.11607/jomi.3156.

Waltrick KB, Nunes de Abreu Junior MJ, Corrêa M, Zastrow MD, Dutra VD. Accuracy of linear measurements and visibility of the mandibular canal of cone-beam computed tomography images with different voxel sizes: an in vitro study. *J Periodontol*. 2013 Jan;84(1):68-77. doi: 10.1902/jop.2012.110524.

White SC, Pharoah MJ. The evolution and application of dental maxillofacial imaging modalities. *Dent Clin North Am*. 2008 Oct;52(4):689-705, doi: 10.1016/j.cden.2008.05.006.

Whyms BJ, Vorperian HK, Gentry LR, Schimek EM, Bersu ET, Chung MK. The effect of computed tomographic scanner parameters and 3-dimensional volume rendering techniques on the accuracy of linear, angular, and volumetric measurements of the

mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2013 May;115(5):682-91. doi: 10.1016/j.oooo.2013.02.008.

Wood R, Sun Z, Chaudhry J, Tee BC, Kim DG, Leblebicioglu B, England G. Factors affecting the accuracy of buccal alveolar bone height measurements from cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013 Mar;143(3):353-63. doi: 10.1016/j.ajodo.2012.10.019.

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 Oct;141 Suppl 3:19S-24S.

Zhang ZL, Cheng JG, Li G, Zhang JZ, Zhang ZY, Ma XC. Measurement accuracy of temporomandibular joint space in Promax 3-dimensional cone-beam computerized tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2012 Jul;114(1):112-7. doi: 10.1016/j.oooo.2011.11.020.

Zhang ZL, Cheng JG, Li G, Shi XQ, Zhang JZ, Zhang ZY, Ma XC. Detection accuracy of condylar bony defects in Promax 3D cone beam CT images scanned with different protocols. *Dentomaxillofac Radiol*. 2013 May;42(5):20120241. doi: 10.1259/dmfr.20120241.

Ziegler CM, Woertche R, Brief J, Hassfeld S. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol*. 2002 Mar;31(2):126-30.

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa.

Plataforma Brasil - Ministério da Saúde

Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

PROJETO DE PESQUISA

Título: Acurácia de medidas lineares em softwares de planejamento de implantes sobre imagens de mandíbulas atroficas obtidas por tomografias computadorizadas de feixe cônico com diferentes protocolos de aquisição

Área Temática:

Pesquisador: Jorge de Sá Barbosa

Versão: 2

Instituição: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

CAAE: 03817912.9.0000.0075

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

Número do Parecer: 57481

Data da Relatoria: 31/08/2012

Apresentação do Projeto:

A pesquisa avaliará a acurácia de seis softwares de planejamento de implantes sobre imagens de dez mandíbulas desdentadas totais e atroficas obtidas por tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) com diferentes protocolos de aquisição. As mandíbulas receberão oito marcações em regiões normalmente utilizadas para colocação de implantes (quatro em região anterior e quatro em região posterior). Após as demarcações, as mandíbulas serão submetidas à TCFC com dois protocolos de aquisição P1 (voxel 0,25mm e tempo de aquisição de 8,9 segundos) e P2 (voxel 0,125mm e tempo de aquisição de 23 segundos). Serão realizadas medidas lineares nas regiões de maior extremidade em altura e largura, exatamente sobre os cortes parasagittais coincidentes com aqueles previamente estabelecidos com as demarcações. Sobre as demarcações as mandíbulas serão seccionadas para mensuração direta com o método direto através de paquímetro digital. Para calcular a confiabilidade intra e inter avaliadores para todos os tipos de mensuração, realizar a análise estatística dos resultados e para comparação com maior número de grupos serão utilizados, respectivamente, o método Bland/Altman, o teste t de Student e o teste ANOVA (Análise de Variância).

Objetivo da Pesquisa:

O trabalho tem como objetivo avaliar a acurácia e a precisão das medidas lineares realizadas por meio de softwares utilizados no planejamento de cirurgias de implante sobre imagens de tomografias computadorizadas de feixe cônico em mandíbulas atroficas obtidas com diferentes protocolos de aquisição; além de analisar o software que apresenta os resultados mais próximos ao método direto e observar qual o melhor protocolo de aquisição para a tomografia computadorizada de feixe cônico para região mandibular no tomógrafo utilizado.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

A pesquisa não acarretará riscos, pois será realizada em mandíbulas secas de não vivos.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa é relevante, pois identificará qual software apresenta melhor acurácia e precisão no diagnóstico e planejamento de implantes, bem como qual o melhor protocolo de aquisição para tomografias de feixe cônico, otimizando os resultados e a previsibilidade na prática clínica de implantodontia.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os documentos exigidos foram apresentados pelo pesquisador: Folha de Rosto e Autorização do Laboratório de Anatomia da Faculdade de Odontologia da Universidade Metropolitana de Santos (UNIMES). Conforme solicitado foi incluída Renata de Saldanha da Gama como pesquisadora no projeto de pesquisa.

Recomendações:

Nenhuma.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto de pesquisa adequado para aprovação do CEP.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados ao CEP-FOUSP relatórios parciais anuais referentes ao andamento da pesquisa e relatório final ao término do trabalho. Qualquer modificação do projeto original deve ser apresentada a este CEP, de forma objetiva e com justificativas, para nova apreciação.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO PAULO, 17 de Julho de 2012

Assinado por:
Marcia Turolia Wanderley

ANEXO B – Autorização para utilização de mandíbulas

UNIVERSIDADE METROPOLITANA DE SANTOS
CAMPUS BANDEIRANTE I, II, III E IV

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Autorização

Autorizo a utilização de 10 (dez) mandíbulas secas provenientes do laboratório de anatomia da Faculdade de Odontologia da Universidade Metropolitana de Santos (UNIMES) para uso dos pesquisadores Jorge de Sá Barbosa e Renata de Saldanha da Gama, para pesquisas de "Acurácia de tomografia de feixe cônico utilizando variados protocolos de aquisição com diferentes *softwares* de análise de imagens". Declaro ainda conhecer a metodologia a ser empregada, baseada na análise tomográfica das amostras e verificação da acurácia através de secções mandibulares, sendo que as mesmas retornarão à Instituição após a pesquisa para continuarem a ser objetos de estudo. Os pesquisadores se comprometeram em manter a identidade das amostras em sigilo. A pesquisa será realizada após aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da FOU SP.

Sem mais para o momento.

Santos, 17 de fevereiro de 2012

Atenciosamente,

A handwritten signature in blue ink, belonging to Prof. Dr. Tadeu Pimpão Fagundes, is written over the typed name.

Prof. Dr. Tadeu Pimpão Fagundes
Responsável pelo Laboratório de Anatomia da UNIMES

APÊNDICE A – Análise estatística com Teste t de Student e ICC para análise de diferença e reprodutibilidade entre os voxels de 0,125mm e 0,25mm, em todos os softwares.

DentalSlice	0.125 X 0.25	0.125 X Real	0.250 X Real
AT-C1	t=0,1144	t=1,4421	t=2,0797
Teste t	p=0,9114	p=0,1831	p=0,0672
ICC	ICC=0,9584	ICC=0,9680	ICC=0,9861
	P<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
AT-C2	t=1,5352	t=1,8586	t=1,5504
Teste t	p=0,1590	p=0,0959	p=0,1554
ICC	ICC=0,9792	ICC=0,9645	ICC=0,9951
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
AT-C3	t=0,8149	t=2,0262	t=2,4621
Teste t	p=0,4361	p=0,0733	p=0,0360
ICC	ICC=0,9902	ICC=0,9591	ICC=0,9821
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
AT-C4	t=1,5913	t=2,4743	t=0,5381
Teste t	p=0,1459	p=0,0353	p=0,6036
ICC	ICC=0,9922	ICC=0,9892	ICC=0,9839
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
AT-C5	t=1,5328	t=2,2253	t=1,7517
Teste t	p=0,1596	p=0,0530	p=0,1137
ICC	ICC=0,9780	ICC=0,9429	ICC=0,9733
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
AT-C6	t=2,6395	t=3,5657	t=1,9272
Teste t	p=0,0269	p=0,0060	p=0,0860
ICC	ICC=0,9723	ICC=0,9537	ICC=0,9918
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
AT-C7	t=0,9861	t=2,1625	t=3,3888
Teste t	p=0,3498	p=0,0588	p=0,0080
ICC	ICC=0,9827	ICC=0,9597	ICC=0,9885
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
AT-C8	t=-0,5470	t=-0,1842	t=0,3409
Teste t	p=0,5977	p=0,8580	p=0,7400
ICC	ICC=0,9949	ICC=0,9938	ICC=0,9967
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
LT-C1	t=0,9602	t=1,7268	t=1,7859
Teste t	p=0,3620	p=0,1182	p=0,1077
ICC	ICC=0,9858	ICC=0,8832	ICC=0,9267
	p<0,0001	P=0,0002	p<0,0001
LT-C2	t=-0,1085	t=1,4512	t=3,2316
Teste t	p=0,9160	p=0,1806	p=0,0103
ICC	ICC=0,8557	ICC=0,8441	ICC=0,9696
	P=0,0005	P=0,0006	p<0,0001
LT-C3	t=-1,8912	t=0,1207	t=0,9773
Teste t	p=0,0911	p=0,9066	p=0,3539
ICC	ICC=0,9771	ICC=0,8971	ICC=0,8944
	p<0,0001	P=0,0002	P=0,0002

Continua

Continuação

LT-C4		t=0,9573	t=1,3138	t=1,3355
	Teste t	p=0,3634	p=0,2213	p=0,2144
	ICC	ICC=0,8871	ICC=0,8872	ICC=0,9866
		P=0,0002	P=0,0002	p<0,0001
LT-C5		t=2,3160	t=-0,7767	t=-1,7045
	Teste t	p=0,0457	p=0,4572	p=0,1224
	ICC	ICC=0,9559	ICC=0,8038	ICC=0,7903
		p<0,0001	P=0,0013	P=0,0017
LT-C6		t=-1,2110	t=-1,7940	t=-1,4653
	Teste t	p=0,2567	p=0,1063	p=0,1768
	ICC	ICC=0,9725	ICC=0,9433	ICC=0,9828
		p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
LT-C7		t=-0,3112	t=2,4887	t=1,5230
	Teste t	p=0,7628	p=0,0344	p=0,1620
	ICC	ICC=0,9911	ICC=0,9949	ICC=0,9819
		p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
LT-C8		t=1,4974	t=2,6266	t=1,0808
	Teste t	p=0,1684	p=0,0275	p=0,3121
	ICC	ICC=0,9626	ICC=0,8972	ICC=0,9795
		P=0,0001	P=0,0002	p<0,0001
ATC-C1		t=1,3017	t=1,6973	t=1,0994
	Teste t	p=0,2253	p=0,1238	p=0,3001
	ICC	ICC=0,9118	ICC=0,8387	ICC=0,9620
		P=0,0001	P=0,0007	p<0,0001
ATC-C2		t=-1,0233	t=2,0119	t=2,5560
	Teste t	p=0,3328	p=0,0759	p=0,0308
	ICC	ICC=0,9921	ICC=0,9575	ICC=0,9503
		p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
ATC-C7		t=0,2209	t=1,5330	t=1,9136
	Teste t	p=0,8301	p=0,1596	p=0,0879
	ICC	ICC=1,9360	ICC=0,8473	ICC=0,8456
		p<0,0001	P=0,0005	P=0,0006
ATC-C8		t=0,9240	t=1,3858	t=1,4452
	Teste t	p=0,3795	p=0,1991	p=0,1822
	ICC	ICC=0,9922	ICC=0,9733	ICC=0,9911
		p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001

Continua

Continuação

<i>Osirix</i>	0.125 X 0.25	0.125 X Real	0.250 X Real
AT-C1	t=0,5261	t=-1,8685	t=-1,0889
Teste t	p=0,6115	p=0,0944	p=0,3044
ICC	ICC=0,9073	ICC=0,9896	ICC=0,8871
	P<0,0001	P<0,0001	P=0,0002
AT-C2	t=1,0947	t=-0,2414	t=-1,2967
Teste t	p=0,0320	p=0,8147	p=0,2269
ICC	ICC=0,9674	ICC=0,9792	ICC=0,9696
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
AT-C3	t=1,0936	t=0,8102	t=-0,0268
Teste t	p=0,3025	p=0,4387	p=0,9792
ICC	ICC=0,9869	ICC=0,9785	ICC=0,9812
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
AT-C4	t=2,5808	t=-0,1374	t=-2,2699
Teste t	p=0,0296	p=0,8937	p=0,0493
ICC	ICC=0,9851	ICC=0,9764	ICC=0,9793
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
AT-C5	t=1,4233	t=0,3711	t=0,3660
Teste t	p=0,1883	p=0,7191	p=0,7301
ICC	ICC=0,9881	ICC=0,9700	ICC=0,9542
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
AT-C6	t=2,4393	t=0,16142	t=-0,9502
Teste t	p=0,0373	p=0,1409	p=0,3668
ICC	ICC=0,9795	ICC=0,9862	ICC=0,9908
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
AT-C7	t=0,1449	t=0,3406	t=0,1654
Teste t	p=0,8880	p=0,7412	p=0,8723
ICC	ICC=0,9829	ICC=0,9866	ICC=0,9858
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
AT-C8	t=0,3621	t=-2,7084	t=-5,8270
Teste t	p=0,7256	p=0,0240	p=0,0001
ICC	ICC=0,9833	ICC=0,9849	ICC=0,9884
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
LT-C1	t=-0,0849	t=0,1117	t=0,1831
Teste t	p=0,9642	p=0,9135	p=0,8588
ICC	ICC=0,9887	ICC=0,9082	ICC=0,9393
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
LT-C2	t=1,6534	t=-0,2038	t=-3,8511
Teste t	p=0,1325	p=0,8431	p=0,0039
ICC	ICC=0,9423	ICC=0,9591	ICC=0,9805
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
LT-C3	t=1,5400	t=-0,3742	t=-1,7294
Teste t	p=0,1579	p=0,7169	p=0,1177
ICC	ICC=0,9453	ICC=0,8891	ICC=0,9210
	p<0,0001	P=0,0002	p<0,0001

Continua

Continuação

LT-C4 Teste t	t=1,1254	t=0,0355	t=-3,1278
	p=0,2895	p=0,9725	p=0,0121
ICC	ICC=0,8763	ICC=0,9036	ICC=0,9675
	P=0,0003	P=0,0001	P<0,0001
LT-C5 Teste t	t=-0,5126	t=-2,7111	t=-2,0368
	p=0,6205	p=0,0239	p=0,0721
ICC	ICC=0,9478	ICC=0,7507	ICC=0,7113
	p<0,0001	P=0,0032E	P=0,0056
LT-C6 Teste t	t=-2,3213	t=-6,2943	t=-3,4843
	p=0,0453	p=<0,0001	p=0,0069
ICC	ICC=0,9784	ICC=0,9059	ICC=0,9396
	p<0,0001	P=0,0001	p<0,0001
LT-C7 Teste t	t=-1,4418	t=-3,8860	t=-2,6847
	p=0,1836	p=0,0037	p=0,0250
ICC	ICC=0,9898	ICC=0,9797	ICC=0,9972
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
LT-C8 Teste t	t=-0,4012	t=-1,1607	t=0,4777
	p=0,6977	p=0,2756	p=0,6442
ICC	ICC=0,9883	ICC=0,9931	ICC=0,9845
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
ATC-C1 Teste t	t=0,8079	t=0,3091	t=0,1115
	p=0,4399	p=0,7643	p=0,9137
ICC	ICC=0,9899	ICC=0,8394	ICC=0,8895
	p<0,0001	P=0,0006	P=0,0002
ATC-C2 Teste t	t=0,4550	t=-0,3533	t=-0,7328
	p=0,6590	p=0,7320	p=,4823
ICC	ICC=0,9901	ICC=0,9524	ICC=0,9687
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
ATC-C7 Teste t	t=0,1821	t=0,8153	t=0,7286
	p=0,8595	p=0,4359	p=0,4848
ICC	ICC=0,9930	ICC=0,8741	ICC=0,675
	p<0,0001	P=0,0003	P=0,0003
ATC-C8 Teste t	t=-0,3390	t=-1,9901	t=-3,1098
	p=0,7424	p=0,0777	p=0,0128
ICC	ICC=0,9901	ICC=0,9730	ICC=0,9846
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001

Continua

Continuação

<i>XORAN</i>	0.125 X 0.25	0.125 X Real	0.250 X Real
AT-C1	t=-0,5017	t=1,4019	t=3,1652
Teste t	p=0,6279	p=0,1944	p=0,0114
ICC	ICC=0,9675	ICC=0,9346	ICC=0,9619
	P<0,0001	P<0,0001	p<0,0001
AT-C2	t=-2,3632	t=1,6704	t=3,2957
Teste t	p=0,0423	p=0,1291	p=0,0093
ICC	ICC=0,9636	ICC=0,9939	ICC=0,9608
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
AT-C3	t=-1,09186	t=1,7497	t=3,3231
Teste t	p=0,0872	p=0,1140	p=0,0089
ICC	ICC=0,9939	ICC=0,9896	ICC=0,9837
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
AT-C4	t=-2,3038	t=-0,3166	t=0,7800
Teste t	p=0,0466	p=0,7588	p=0,4554
ICC	ICC=0,9944	ICC=0,9889	ICC=0,9787
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
AT-C5	t=-1,5035	t=0,5960	t=1,5831
Teste t	p=0,1669	p=0,5659	p=0,1478
ICC	ICC=0,9959	ICC=0,9936	ICC=0,9902
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
AT-C6	t=-0,8481	t=1,5279	t=2,2912
Teste t	p=0,4183	p=0,1608	p=0,0475
ICC	ICC=0,9957	ICC=0,9850	ICC=0,9834
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
AT-C7	t=0,3377	t=3,0486	t=3,8508
Teste t	p=0,7433	p=0,0138	p=0,0039
ICC	ICC=0,9890	ICC=0,9624	ICC=0,9731
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
AT-C8	t=0,2954	t=0,9849	t=0,9204
Teste t	p=0,7749	p=0,3841	p=0,3813
ICC	ICC=0,9863	ICC=0,9505	ICC=0,9642
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
LT-C1	t=-1,6038	t=0,0264	t=1,0770
Teste t	p=0,1431	p=0,9695	p=0,3095
ICC	ICC=0,9459	ICC=0,9193	ICC=0,9054
	p<0,0001	p<0,0001	P=0,0001
LT-C2	t=-1,1665	t=0,1513	t=2,4368
Teste t	p=0,2732	p=0,8830	p=0,0375
ICC	ICC=0,9494	ICC=0,9591	ICC=0,9805
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
LT-C3	t=-3,0852	t=-0,403	t=1,0099
Teste t	p=0,0130	p=0,6771	p=0,3389
ICC	ICC=0,9820	ICC=0,9475	ICC=0,9584
	p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001

Continua

Conclusão

LT-C4		t=-2,7776	t=-0,7907	t=2,3870
	Teste t	p=0,0214	p=0,4494	p=0,0407
	ICC	ICC=0,9836	ICC=0,9940	ICC=0,9894
		p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
LT-C5		t=-1,9336	t=-1,2050	t=-0,7569
	Teste t	p=0,1246	p=0,2589	p=0,4686
	ICC	ICC=0,9882	ICC=0,8508	ICC=0,8266
		p<0,0001	P=0,0005	P=0,0008
LT-C6		t=1,1823	t=0,1913	t=0,9235
	Teste t	p=0,1480	p=0,8525	p=0,3652
	ICC	ICC=0,9815	ICC=0,9679	ICC=0,9469
		p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
LT-C7		t=-1,1690	t=1,4350	t=2,3468
	Teste t	p=0,2724	p=0,1850	p=0,0435
	ICC	ICC=0,9820	ICC=0,9811	ICC=0,9670
		p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
LT-C8		t=-1,4936	t=-0,3011	t=1,0397
	Teste t	p=0,1695	p=0,7702	p=0,3256
	ICC	ICC=0,9625	ICC=0,9401	ICC=0,9524
		p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
ATC-C1		t=-0,6937	t=0,6251	t=-0,0650
	Teste t	p=0,5054	p=0,5474	p=0,9496
	ICC	ICC=0,9213	ICC=0,8682	ICC=0,9072
		P<0,0001	P=0,0003	P=0,0001
ATC-C2		t=-1,5676	t=-,09578	t=1,9090
	Teste t	p=0,1513	p=0,3631	p=0,0885
	ICC	ICC=0,8792	ICC=0,9368	ICC=0,9704
		P=0,0003	P=0,0003	P=0,0003
ATC-C7		t=0,1452	t=1,0558	t=1,5614
	Teste t	p=0,8878	p=0,3185	p=0,1528
	ICC	ICC=0,9835	ICC=0,9240	ICC=0,9628
		p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001
ATC-C8		t=-2,1090	t=-1,5211	t=0,3146
	Teste t	p=0,0641	p=0,1625	p=0,7602
	ICC	ICC=0,9831	ICC=0,9801	ICC=0,9871
		p<0,0001	p<0,0001	p<0,0001

APÊNDICE B – Análise estatística com Teste t de Student e ICC para análise de diferença e reprodutibilidade entre os softwares para os voxels de 0,125mm e 0,25mm.

<i>DentalSlice X Osirix</i>	0.125	0.25
AT-C1	t=2,7800	t=1,7356
	p=0,0214	p=0,1166
	ICC=0,9634	ICC=0,8599
AT-C2	P<,0001	P=0,0004
	t=2,9670	t=2,3608
	p=0,0157	p=0,0425
AT-C3	ICC=0,9739	ICC=0,9729
	P<0,0001	P=0,0001
	t=2,6305	t=4,7507
AT-C4	p=0,0273	p=0,0010
	ICC=0,9876	ICC=0,9884
	P<0,0001	P<0,0001
AT-C5	t=1,9679	t=3,6169
	p=0,0805	p=0,0056
	ICC=0,9826	ICC=0,9806
AT-C6	P<0,0001	P<0,0001
	t=3,1098	t=1,9439
	p=0,0125	p=0,0837
AT-C7	ICC=0,9704	ICC=0,9597
	P<0,0001	P<0,0001
	t=2,9955	t=3,2881
AT-C8	p=0,0150	p=0,0094
	ICC=0,9734	ICC=0,9866
	P<0,0001	P<0,0001
AT-C9	t=3,9630	t=2,1233
	p=0,0033	p=0,0626
	ICC=0,9820	ICC=0,9821
AT-C10	P<0,0001	P<0,0001
	t=3,1282	t=4,0074
	p=0,0121	p=0,0031
AT-C11	ICC=0,9850	ICC=0,9847
	P<0,0001	P<0,0001
	t=3,1558	t=3,4809
AT-C12	p=0,0116	p=0,0069
	ICC=0,9427	ICC=0,9661
	P<0,0001	P<0,0001
AT-C13	t=1,4740	t=6,4337
	p=0,1745	p=<0,0001
	ICC=0,8199	ICC=0,9315
AT-C14	P=0,0010	P<0,0001
	t=0,6695	t=7,8456
	p=0,5200	p=<0,0001
AT-C15	ICC=0,9407	ICC=0,9229
	P<0,0001	P<0,0001

Continua

Continuação

LT-C4	Teste t	t=2,0140	t=5,9522
		p=0,0748	p=<0,0001
		ICC=0,9377	ICC=0,9513
		P<0,0001	P<0,0001
LT-C5	Teste t	t=3,1890	t=1,0173
		p=0,0110	p=0,3355
		ICC=0,9091	ICC=0,9492
		P=0,0001	P<0,0001
LT-C6	Teste t	t=3,4782	t=2,9712
		p=0,0069	p=0,0156
		ICC=0,9253	ICC=0,9596
		P<0,0001	P<0,0001
LT-C7	Teste t	t=3,9074	t=2,2672
		p=0,0036	p=0,0495
		ICC=0,9622	ICC=0,9519
		P<0,0001	P<0,0001
LT-C8	Teste t	t=3,1569	t=2,3840
		p=0,0116	p=0,0409
		ICC=0,8819	ICC=0,9849
		P=0,0002	P<0,0001
ATC-C1	Teste t	t=3,1662	t=1,0360
		p=0,0114	p=0,3272
		ICC=0,9654	ICC=0,9223
		P<0,0001	P<0,0001
ATC-C2	Teste t	t=5,1479	t=4,5924
		p=0,0006	p=0,0013
		ICC=0,9830	ICC=0,9619
		P<0,0001	P<0,0001
ATC-C7	Teste t	t=3,3646	t=2,0407
		p=0,0083	p=0,0716
		ICC=0,9871	ICC=0,9372
		P<0,0001	P<0,0001
ATC-C8	Teste t	t=5,1128	t=8,9949
		p=0,0006	P<0,0001
		ICC=0,9649	ICC=0,9760
		P<0,0001	P<0,0001

Continua

Continuação

<i>Xoran X Dental Slice</i>	0.125	0.25
AT-C1	t=0,1986	t=1,1357
Teste t	p=0,8470	p=0,2854
ICC	ICC=0,9107	ICC=0,9726
	P=0,0001	P<0.0001
AT-C2	t=-1,0977	t=2,4840
Teste t	p=0,3008	p=0,0347
ICC	ICC=0,9664	ICC=0,9723
	P<0.0001	p<0.0001
AT-C3	t=-1,1889	t=0,2243
Teste t	p=0,2648	p=0,8275
ICC	ICC=0,9685	ICC=0,9908
	p<0.0001	p<0.0001
AT-C4	t=-2,8669	t=0,2089
Teste t	p=0,0185	p=0,8392
ICC	ICC=0,9890	ICC=0,9754
	p<0.0001	p<0.0001
AT-C5	t=-2,5874	t=-0,8036
Teste t	p=0,0293	p=0,4423
ICC	ICC=0,9609	ICC=0,9839
	p<0.0001	p<0.0001
AT-C6	t=-2,5431	t=0,4984
Teste t	p=0,0315	p=0,6302
ICC	ICC=0,9689	ICC=0,9874
	p<0.0001	p<0.0001
AT-C7	t=0,1941	t=0,9905
Teste t	p=0,8504	p=0,3478
ICC	ICC=0,9556	ICC=0,9785
	p<0.0001	p<0.0001
AT-C8	t=1,1078	t=0,8014
Teste t	p=0,2966	p=0,4435
ICC	ICC=0,9607	ICC=0,9657
	p<0.0001	p<0.0001
LT-C1	t=-2,1087	t=-0,4025
Teste t	p=0,0641	p=0,6967
ICC	ICC=0,9119	ICC=0,9509
	P=0,0001	p<0.0001
LT-C2	t=-1,0798	t=-1,2098
Teste t	p=0,3083	p=0,2571
ICC	ICC=0,7916	ICC=0,9864
	P=0,0016	p<0.0001
LT-C3	t=-0,7879	t=-0,6261
Teste t	p=0,4510	p=0,5468
ICC	ICC=0,9713	ICC=0,9753
	p<0.0001	p<0.0001

Continua

Continuação

LT-C4		t=-1,5094	t=0,5595
	Teste t	p=0,1654	p=0,5895
	ICC	ICC=0,8806	ICC=0,9882
LT-C5		P=0,0002	p<0.0001
	Teste t	t=-0,8533	t=2,8191
	ICC	p=0,4156	p=0,0200
LT-C6		ICC=0,9766	ICC=0,9526
	Teste t	p<0.0001	p<0.0001
	ICC	t=1,7690	t=1,5230
LT-C7		p=0,1106	p=0,1620
	Teste t	ICC=0,9445	ICC=0,9270
	ICC	p<0.0001	p<0.0001
LT-C8		t=0,0292	t=0,7609
	Teste t	p=0,9774	p=0,4661
	ICC	ICC=0,9812	ICC=0,9757
ATC-C1		p<0.0001	p<0.0001
	Teste t	t=-1,6697	t=0,4978
	ICC	p=0,1292	p=0,6305
ATC-C2		ICC=0,8034	ICC=0,9743
	Teste t	P=0,0013	p<0.0001
	ICC	t=-1,5981	t=-1,2031
ATC-C7		p=0,1444	p=0,2596
	Teste t	ICC=0,6620	ICC=0,9069
	ICC	P=0,0106	P=0,0001
ATC-C8		t=-1,8074	t=-0,9250
	Teste t	p=0,1041	p=0,3790
	ICC	ICC=0,8697	ICC=0,9330
ATC-C1		P=0,0003	p<0.0001
	Teste t	t=-,11656	t=-13755
	ICC	p=0,2737	p=0,2022
ATC-C2		ICC=0,9064	ICC=0,9054
	Teste t	P=0,0001	P=0,0001
	ICC	t=-3,8308	t=-1,0842
ATC-C7		p=0,0040	p=0,3064
	Teste t	ICC=0,9619	ICC=0,9894
	ICC	p<0.0001	p<0.0001

Continua

Continuação

1. <i>Xoran X Osirix</i>	0.125	0.25
2. AT-C1	t=1,8335	t=1,9880
3. Teste t	p=0,0999	p=0,0780
4. ICC	ICC=0,9050	ICC=0,7979
	P=0,0001	P=0,0014
5. AT-C2	t=0,9094	t=3,6991
6. Teste t	p=0,3868	p=0,0049
7. ICC	ICC=0,9687	ICC=0,9211
	P<0.0001	p<0.0001
8. AT-C3	t=0,5542	t=2,5611
9. Teste t	p=0,5929	p=0,0306
10. ICC	ICC=0,9822	ICC=0,9726
	p<0.0001	p<0.0001
11. AT-C4	t=-0,0988	t=2,2598
12. Teste t	p=0,9235	p=0,0501
13. ICC	ICC=0,9895	ICC=0,9613
	p<0.0001	p<0.0001
14. AT-C5	t=-0,0994	t=0,9460
15. Teste t	p=0,9230	p=0,3688
16. ICC	ICC=0,9706	ICC=0,9411
	p<0.0001	p<0.0001
17. AT-C6	t=-0,0080	t=2,4694
18. Teste t	p=0,9938	p=0,0355
19. ICC	ICC=0,9930	ICC=0,9697
	p<0.0001	p<0.0001
20. AT-C7	t=2,0094	t=2,3717
21. Teste t	p=0,0753	p=0,0417
22. ICC	ICC=0,9507	ICC=0,9573
	p<0.0001	p<0.0001
23. AT-C8	t=2,0961	t=2,7653
24. Teste t	p=0,0655	p=0,0219
25. ICC	ICC=0,9272	ICC=0,9407
	p<0.0001	p<0.0001
26. LT-C1	t=-0,1441	t=1,2892
27. Teste t	p=0,8886	p=0,2294
28. ICC	ICC=0,9142	ICC=0,9552
	p<0.0001	p<0.0001
29. LT-C2	t=0,2808	t=5,1892
30. Teste t	p=0,7852	p=0,0006
31. ICC	ICC=0,9275	ICC=0,9469
	p<0.0001	p<0.0001
32. LT-C3	t=0,1128	t=4,9683
33. Teste t	p=0,9126	p=0,0008
34. ICC	ICC=0,9524	ICC=0,9411

Continua

Conclusão

LT-C4	Teste t	t=-0,2345	t=4,6892
		p=0,8198	p=0,0011
		ICC=0,9128	ICC=0,9418
		P=0,0001	P<0.0001
LT-C5	Teste t	t=2,6458	t=3,6154
		p=0,0266	p=0,0056
		ICC=0,9133	ICC=0,9165
		P=0,0001	P<0.0001
LT-C6	Teste t	t=7,7922	t=4,0466
		p=<0,0001	p=0,0029
		ICC=0,9129	ICC=0,9121
		P=0,0001	P=0,0001
LT-C7	Teste t	t=4,1925	t=3,3908
		p=0,0023	p=0,0080
		ICC=0,9490	ICC=0,9374
		p<0.0001	p<0.0001
LT-C8	Teste t	t=0,0649	t=1,5709
		p=0,9496	p=0,1506
		ICC=0,9545	ICC=0,9683
		p<0.0001	p<0.0001
ATC-C1	Teste t	t=0,5981	t=-0,1200
		p=0,5645	p=0,9071
		ICC=0,6724	ICC=0,7576
		P=0,0093	P=0,0028
ATC-C2	Teste t	t=-0,4734	t=1,7353
		p=0,6472	p=0,1166
		ICC=0,8674	ICC=0,9189
		P=0,0003	p<0.0001
ATC-C7	Teste t	t=-0,1355	t=-0,1463
		p=0,8952	p=0,8869
		ICC=0,9031	ICC=0,9090
		P=0,0001	P=0,0001
ATC-C8	Teste t	t=1,1930	t=4,8031
		p=0,2633	p=0,0010
		ICC=0,985	ICC=0,9859
		p<0.0001	p<0.0001