



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ

**ESCOLA DE SAÚDE E BIOCÊNCIAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM RADIOLOGIA**

ALESSANDRO AUGUSTO LOPES SANTANA DA SILVA

**PRECISÃO DE MEDIDAS LINEARES EM DIFERENTES
SOFTWARES EM IMAGENS DE MANDÍBULAS
MACERADAS OBTIDAS POR TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA MULTISLICE E DE FEIXE CÔNICO**

**Curitiba
2015**

ALESSANDRO AUGUSTO LOPES SANTANA DA SILVA

**PRECISÃO DE MEDIDAS LINEARES EM DIFERENTES
SOFTWARES EM IMAGENS DE MANDÍBULAS
MACERADAS OBTIDAS POR TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA MULTISLICE E DE FEIXE CÔNICO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Odontologia, Área de Concentração em Radiologia

Orientador: Prof. Dr. Fernando Henrique Westphalen.

**Curitiba
2015**

FICHA CATALOGRÁFICA
Catálogo na Fonte

S586a Silva, Alessandro Augusto Lopes Santana da.
Precisão de medidas lineares em diferentes softwares em imagens de
mandíbulas maceradas obtidas por tomografia *multislice* e de feixe cônico /
Alessandro Augusto Lopes Santana da Silva – Curitiba, 2015.
90 f. : il.

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da
Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos para
obtenção do título de Doutor em Odontologia, Área de Concentração em
Radiologia.

Orientador: Prof. Dr. Fernando Henrique Westphalen.

1. Radiologia. 2. Tomografia Computadorizada. 3. Diagnóstico por Imagem. 4.
Implante Dentário. 5. Mandíbula. I. Título.

CDU: 615.849:616-089.843

Normalização e Ficha Catalográfica

Valéria Oliveira dos Anjos
Bibliotecária – CRB1/1713

TERMO DE APROVAÇÃO

ALESSANDRO AUGUSTO LOPES SANTANA DA SILVA

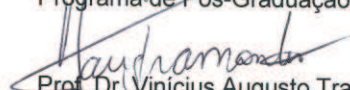
**AVALIAÇÃO DE MEDIDAS DO REBORDO ALVEOLAR DE MANDÍBULAS MACERADAS
OBTIDAS EM TOMOGRAFIA MULTISLICE E DE FEIXE CÔNICO POR DOIS
EXAMINADORES ESPECIALISTAS EM ODONTOLOGIA**

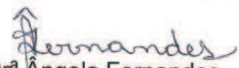
Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos parciais para a obtenção do Título de **Doutor em Odontologia**, Área de Concentração em **Radiologia Odontológica**.

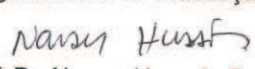
Orientador (a):


Prof. Dr. Fernando Henrique Westphalen
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR


Prof. Dr. Paulo Henrique Couto Souza
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR


Prof. Dr. Vinicius Augusto Tramontina
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR


Prof.ª Dr.ª Angela Fernandes
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, UFPR


Prof. Dr. Nasser Hussein Fares
Curso de Odontologia, UNIC - MT

Curitiba, 09 de outubro de 2015.

Dedico este trabalho primeiramente a Deus, pois, somente Ele sabe dos nossos dissabores, somente Ele sabe das nossas mazelas e do nosso esforço; ao meu pai, Narciso Santana da Silva, que me forjou o caráter necessário e deu-me a oportunidade de me fazer o que hoje sou, meu muito obrigado; a minha mãe, Cleunice Lopes Santana da Silva, dedicação e amor materno incondicional, muitas vezes abdicando da sua vida pessoal e profissional para dedicar-se à vida profissional e pessoal de seus filhos; a minha esposa, Mariane Casadei Bravo Santana, Amor, que tem sempre me apoiado em todas as circunstâncias, muitas vezes orientando-me; a minha Filha, Sophia Bravo Santana, Amor infinito, pela alegria e paz que nos trouxe com sua chegada; ao meu irmão, Fernando César Lopes Santana da Silva e à minha irmã, Ana Claudia Lopes Santana da Silva, por tudo aquilo que fizeram por mim, principalmente durante esta nova etapa; aos meus avós, tios e primos paternos e maternos pelo apoio; aos meus sobrinhos, Lucas, Juliano e Pedro que são as novas razões de felicidade da nossa família.

AGRADECIMENTOS

À **Pontifícia Universidade Católica do Paraná**, PUC-PR, pelo acolhimento fraterno e pela possibilidade de galgar mais este degrau.

Ao Reitor Prof. Dr. **Waldemiro Gremski**, pela educação dispensada a todos durante a sua gestão, e pela confiança na realização deste trabalho de pesquisa.

Ao Prof. Dr. **Sergio Vieira**, coordenador do Programa de pós-graduação em Odontologia da PUC-PR, pelo profissionalismo com que exerce o seu cargo.

Ao Prof. Dr. **Fernando Henrique Westphalen**, nosso orientador, grande amigo, companheiro e pessoa ímpar.

Ao Prof. Dr. **Claudio Costa** e ao Prof. Dr. **Jorge de Sá Barbosa** pela parceria e pelo trabalho em conjunto, compartilho o nosso agradecimento pela presteza com este estudo.

Ao Prof. Dr. **Célio Spadácio**, perito odonto-legista, amigo, pai, companheiro por toda hora, quero deixar o meu profundo agradecimento pela sua ajuda na minha carreira profissional.

À Dra. **Ivone Spadácio**, mãe, companheira que sempre me orientou, quero deixar meu profundo agradecimento pela sua ajuda na minha vida pessoal.

Ao Reitor do Centro Universitário de Várzea Grande, Doutor **Drauzio Antonio Medeiros**, pela colaboração nesta etapa da minha vida contribuindo com a realização de um sonho. Obrigado.

Aos colegas, amigos, pró-reitoras, coordenadores, professores e demais funcionários do UNIVAG, Centro Universitário de Várzea Grande, em especial ao amigo vice-reitor Prof. **Flavio Henrique Foquel**, pela oportunidade e confiança em nosso trabalho. Meus sinceros agradecimentos.

Ao amigo Prof. Dr. **Omar Zina**, pelo carinho, companheirismo e amizade ao longo desses anos.

Ao tio **Wanderley Pedro de Andrade** e Prof^a. Msc **Geniana dos Santos** pela colaboração neste trabalho com a correção ortográfica. Meu muito obrigado.

Ao Prof. Dr. **Sergio Aparecido Ignácio**, pela elaboração da estatística deste trabalho.

Aos **Professores** do Curso de Pós-graduação em Odontologia da PUC-PR, pelos ensinamentos realizados.

Aos **Professores** da Universidade Federal do Paraná, em especial à Prof^a. Dra. **Ângela Fernandes**, pela colaboração para nossa formação científica e pela convivência bastante frutífera e proveitosa.

A **todos os funcionários** da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, sem exceção.

Aos **parceiros** do Curso de Pós-graduação da PUC-PR, pela convivência saudável, carinho e incentivo.

Aos bibliotecários da PUC-PR, e demais auxiliares, pela ajuda imensa na busca de trabalhos e nas correções das referências bibliográficas.

À **Neide Reis Borges**, pela sua grande simpatia, pelo carinho e pela paciência com que sempre fui tratado.

À **Flávia Beuting**, pela sua colaboração no programa de pós-graduação.

A **todos** que, direta ou indiretamente, contribuíram para este trabalho.

“Aventurar causa ansiedade, mas deixar de arriscar é perder-se a si mesmo.
Aventurar-se no sentido mais amplo é precisamente tomar conhecimento de si
próprio.”
Søren Kierkegaard

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS	1
RESUMO	2
INTRODUÇÃO	4
PROPOSIÇÕES	6
ARTIGO - VERSÃO EM PORTUGUÊS	7
PRECISÃO DE MEDIDAS LINEARES EM DIFERENTES <i>SOFTWARES</i> EM IMAGENS DE MANDÍBULAS MACERADAS OBTIDAS POR TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA <i>MULTISLICE</i> E DE FEIXE CÔNICO.	7
Resumo	7
Introdução.....	8
Material e Método	9
Resultados.....	17
Discussão	27
Conclusão.....	33
Referências	33
MANUSCRIPT – ENGLISH VERSION	39
ACCURACY LINEAR MEASUREMENTS USING DIFFERENT SOFTWARE IN IMAGES OF MACERATED MANDIBLES OBTAINED BY MULTISLICE AND CONE BEAM CT	39
Abstract	39
Introduction.....	40
Materials and Methods.....	41
Results	51
Discussion	61
Conclusion.....	67
References	68
Anexos A - Parecer de comitê de ética	73
Anexos B – Declaração de cooperação técnica	76
Anexos C - Análise estatística	77
Anexos D - Normas para publicação.....	85
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	87

LISTA DE ABREVIATURAS

AC	- <i>Alveolar ridge to mandibular canal.</i>
AM	- Altura mandibular.
CBCT	- <i>Cone beam computed tomography.</i>
CT	- <i>Computed tomography.</i>
DICOM	- <i>Digital imaging and communications in medicine.</i>
EUA	- Estados Unidos da America.
IBM	- <i>International business machines.</i>
ICC	- Coeficiente de correlação intraclasse.
kV	- Quilovolts.
LLC	- <i>Limited liability company.</i>
LT	- Largura mandibular.
Ltda	- Limitada.
mA	- Miliampere.
Mm	- Milímetro.
MH	- <i>Mandibular height.</i>
MW	- <i>Mandibular width.</i>
MSCT	- <i>Helicoidally multislice computed tomography.</i>
NCPR	- <i>National Council of Protection Radiologic.</i>
PUC	- Pontifícia Universidade Católica.
PR	- Paraná.
RC	- Rebordo alveolar ao canal mandibular.
SPSS	- <i>Statistic base.</i>
SP	- São Paulo.
TC	- Tomografia computadorizada.
TCMS	- Tomografia computadorizada de feixe cônico.
TCMS	- Tomografia computadorizada <i>multislice.</i>
UNIMES	- Universidade Metodista de Santos.
USP	- Universidade de São Paulo.
USA	- United States of America.

RESUMO

Objetivo: Avaliar a precisão das medidas lineares realizadas em dois diferentes *softwares*, com tomografia computadorizada *multislice* (TCMS) e de feixe cônico (TCFC). Materiais e Métodos: Foram utilizadas 10 mandíbulas edêntulas maceradas que receberam oito marcações, quatro em região anterior e quatro em região posterior, sobre estas foram aderidas fios ortodônticos para padronizar as regiões a serem mensuradas. As mandíbulas foram submetidas à TCMS e TCFC, e as imagens analisadas por dois *softwares*: *Imaging studio*® versão 3.1 e *implant viewer*® versão 2.817. Dessa forma, foram realizadas medidas lineares nas regiões previamente demarcadas em altura da mandíbula, largura da mandíbula e do rebordo alveolar ao canal da mandíbula. As mandíbulas foram seccionadas sobre as demarcações para mensuração direta por meio de paquímetro digital. Resultados: foram aplicados o teste de Shapiro-Wilk, para avaliar a normalidade de cada variável; teste de Levene, para verificar a homogeneidade da amostra; teste t de *Student* para comparar a diferença de grupos de dados; teste de Dunnett comparando as mensurações realizadas em cada tipo de tomografia e de *software* e a mensurações nas peças anatômicas; ANOVA a fim de que fosse possível a análise de diferenças entre as variâncias da amostra. O teste ANOVA não apresentou diferença significativa entre os grupos de mensuração real utilizando paquímetro digital (Grupo I), tomografia de feixe cônico (Grupo II) com o *software imaging studio*®, tomografia *multislice* (Grupo III) com o *software imaging studio*®, tomografia de feixe cônico (Grupo IV) com o *software implant viewer*® e tomografia *multislice* (Grupo V) com o *software implant viewer*®, analisados nas mensurações de altura da mandíbula (AM), largura da mandíbula (LM) e rebordo alveolar ao canal da mandíbula (RC).

Conclusão: As imagens de tomografia computadorizada *multislice* e de feixe cônico quando analisadas nos *softwares imaging studio®* e *implant viewer®* traduzem as medidas lineares próximas da verdade anatômica.

Palavras-chave: Mandíbula. Radiologia. Tomografia Computadorizada Feixe Cônico. Tomografia Computadorizada *Multislice*. Implante Dentário.

INTRODUÇÃO

Muitos são os avanços tecnológicos incorporados ao diagnóstico por imagem em Odontologia que, somados aos exames de uso já consagrado, impulsionam melhor desempenho dos cirurgiões-dentistas nas diversas especialidades. Pode se citar em particular, o uso das tomografias computadorizadas no diagnóstico e planejamento de procedimentos mais complexos (Parnia et al., 2010).

Parnia et al. (2010) relataram que a *American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology* estabeleceu parâmetros para a seleção de métodos de imagem para diagnóstico, planejamento e tratamento, indicando o uso da radiografia panorâmica para obtenção de imagens méso-distais da região maxilo facial, recomendando ainda, a avaliação pré-operatória dos arcos dentários, na região de interesse, por meio de imagens seccionais obtidas a partir de técnicas tomográficas convencionais ou computadorizadas.

Chilvarquer e Chilvarquer (2002) salientam que a tomografia computadorizada (TC) espiral ou helicoidal apresenta vantagens, por minimizar o tempo de exposição do paciente durante o procedimento, diminuir os artefatos que dificultam a interpretação das imagens, e possibilitar a captura de trinta ou mais cortes com espessura de 0,5 mm e 1,0 mm, em menos de um minuto.

Para Suomalainen et al. (2008), dentre as modalidades de TC disponíveis, destacam-se a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) e a *multislice* (TCMS). As vantagens da (TCFC) estão relacionadas ao menor custo do aparelho e ainda, ao emprego de uma dose menor de radiação em relação aos tomógrafos *multislice*.

Parnia et al. (2010) relataram que a *American Academy of Oral and*

Maxillofacial Radiology estabeleceu parâmetros para a seleção de métodos de imagem para diagnóstico, planejamento e tratamento, indicando o uso da radiografia panorâmica para obtenção de imagens méso-distais da região maxilo facial, recomendando ainda, a avaliação pré-operatória dos arcos dentários, na região de interesse, por meio de imagens seccionais obtidas a partir de técnicas tomográficas convencionais ou computadorizadas.

As imagens obtidas nas tomografias computadorizadas podem ser utilizadas em vários *softwares* de geração de laudos tomográficos e de planejamento cirúrgico para implantes. Dessa forma, o mercado é crescente no tocante aos tipos de *softwares* para utilização da imagem tomográfica, suas diferentes ferramentas para manipulação, análises quantitativa e qualitativa que podem auxiliar o planejamento de procedimento cirúrgico para implantes dentários. Com isso, torna-se necessária a verificação da precisão de tais ferramentas de mensurações em imagens tomográficas de diferentes tecnologias, de métodos de diagnósticos avançados.

Nesse sentido, este estudo propõe comparar as medidas lineares realizadas a partir de TCFC e TCMS, mensuradas por dois examinadores cirurgiões-dentistas (especialista em radiologia e especialista em implantodontia), em *software* para confecção de laudos tomográficos (*Imaging Studio*®) e *software* para planejamento virtual de implantes dentários (*Implant Viewer*®).

PROPOSIÇÕES

- a) Comparar medidas lineares realizadas em imagens obtidas a partir de tomógrafos computadorizados de feixe cônico e *multislice*.
- b) Avaliar a precisão das mensurações realizadas por dois examinadores em *softwares* para confecção de laudos tomográficos (*Imaging Studio®*) e para planejamento virtual de implantes dentários (*Implant Viewer®*).

ARTIGO - VERSÃO EM PORTUGUÊS

PRECISÃO DE MEDIDAS LINEARES EM DIFERENTES *SOFTWARES* EM IMAGENS DE MANDÍBULAS MACERADAS OBTIDAS POR TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA *MULTISLICE* E DE FEIXE CÔNICO.

Resumo

Objetivo: Comparar a precisão das medidas lineares realizadas em dois diferentes *softwares*, com tomografia computadorizada *multislice* (TCMS) e de feixe cônico (TCFC).
Materiais e Métodos: Foram utilizadas 10 mandíbulas edêntulas maceradas que receberam oito marcações, quatro em região anterior e quatro em região posterior, sobre estas foram fixados fios ortodônticos para padronizar as regiões a serem mensuradas. As mandíbulas foram submetidas à TCMS e TCFC, e as imagens analisadas por dois *softwares*: *Imaging studio*® versão 3.1 e *implant viewer*® versão 2.817. Dessa forma, foram realizadas medidas lineares nas regiões previamente demarcadas em altura da mandíbula, largura da mandíbula e do rebordo alveolar ao canal da mandíbula. As mandíbulas foram seccionadas sobre as demarcações para mensuração direta por meio de paquímetro digital. Resultados: foram aplicados o teste de Shapiro-Wilk, para avaliar a normalidade de cada variável; teste de Levene, para verificar a homogeneidade da amostra; teste t de *Student* para comparar a diferença de grupos de dados; teste de Dunnett comparando as mensurações realizadas em cada tipo de tomografia e de *software* e a mensurações nas peças anatômicas; ANOVA a fim de que fosse possível a análise de diferenças entre as variâncias da amostra. O teste ANOVA não apresentou diferença significativa entre os grupos de mensuração real utilizando paquímetro digital (Grupo I), tomografia de feixe cônico (Grupo II) com o *software imaging studio*®, tomografia *multislice* (Grupo III) com o *software imaging studio*®, tomografia de feixe cônico (Grupo IV) com o *software implant viewer*® e tomografia *multislice* (Grupo V) com o *software implant viewer*®, analisados nas

mensurações de altura da mandíbula (AM), largura da mandíbula (LM) e rebordo alveolar ao canal da mandíbula (RC). Conclusão: As imagens de tomografia computadorizada *multislice* e de feixe cônico quando analisadas nos *softwares imaging studio®* e *implant viewer®* traduzem as medidas lineares reais.

Palavras-chave: Mandíbula. Radiologia. Tomografia Computadorizada Feixe Cônico. Tomografia Computadorizada *Multislice*. Implante Dentário.

Introdução

A fim de normalizar, padronizar e assegurar o adequado planejamento cirúrgico na inserção de implantes, a *American Academy of Oral and Maxilofacial Radiology* estabeleceu diretrizes para a seleção de métodos de imagem para o diagnóstico, planejamento e tratamento, indicando o uso de radiografia panorâmica para obtenção de imagens mesio-distal da região; e recomendou ainda, a avaliação pré-operatória dos arcos, a região de interesse, por meio de imagens seccionais obtidas por técnicas tomográficas computadorizadas ou convencionais.³

A tomografia computadorizada (TC) é, hodiernamente, o método complementar mais utilizado para planejamento cirúrgico de implante ósseo integrado, pois as radiografias convencionais apresentam como limitação o não fornecimento da espessura óssea.²

Na TC as imagens das estruturas ósseas são capturadas por um sensor, e, posteriormente, manipuladas, a fim de que seja possível a remoção das sobreposições de estruturas existentes em outros planos, facilitando a interpretação das imagens.¹

As características mais importantes da TCFC são: menor quantidade de radiação e imagens de alta resolução das estruturas dento-maxilo-faciais,⁴ quando comparadas à

TCMS. A tomografia computadorizada *multislice* é um equipamento de investimento mais alto e ocupa maior espaço, projetado principalmente para exames de corpo inteiro. O *scanner* da TCFC apresenta-se como um sistema menor, despendendo menor custo, e adquire imagens do complexo maxilo-mandibular.

A TC é o recurso mais utilizado por diferentes especialistas em Odontologia, para diversos fins, como: diagnóstico de extensões de trauma e cirurgias guiadas^{5,6}; disseminação patológica de lesões dentárias^{7,8}; planejamento de reabilitações protéticas^{9,10}; necrópsia virtual; reconstrução facial forense¹¹; além de outras aplicações não odontológicas.¹²

Vários estudos analisam a exatidão e precisão entre as medidas lineares das imagens tomográficas^{13,14} e diferentes tipos de TC.^{15,16,17} Tais estudos, em sua maioria, são desenvolvidos por radiologistas,^{18,19,20,21} os quais possuem treinamento específico para interpretação das imagens. Esses estudos analisam as diferenças entre os tipos de tomografia quando comparadas às mensurações reais; contudo, desconsideram o viés dos *softwares* em que tais imagens são processadas e analisadas, os quais são fornecidos pelos fabricantes dos aparelhos tomográficos. Em resposta ao contexto descrito, este estudo propôs avaliar a precisão das medidas lineares realizadas em dois diferentes *softwares* *imaging studio*® e *implant viewer*® em imagens de TCFC e TCMS.

Material e Método

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisas da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUC) com o número do parecer 679.794 de 04/06/2014 (Anexo A). Para a realização da pesquisa, foram utilizadas 10 mandíbulas humanas edêntulas e maceradas (n = 10) (Figura 1) com processo de reabsorção e remodelação óssea alveolar, provenientes do Departamento de Anatomia da Universidade

Metropolitana de Santos (UNIMES).



Figura 1. Mandíbulas com processo de reabsorção e remodelação alveolar.

As fases laboratoriais de preparação das mandíbulas foram realizadas na Universidade de São Paulo (USP) Campus São Paulo, uma vez que a linha de pesquisa desperta interesse para as duas universidades (Anexo B). Cada mandíbula foi fixada em delineado protético (Bio-Art B2-Bio-Art[®] Equipamentos Odontológicos Ltda.-SP), com uma lâmina de cera utilidade (Wilson, Polidental. Cotia – SP).

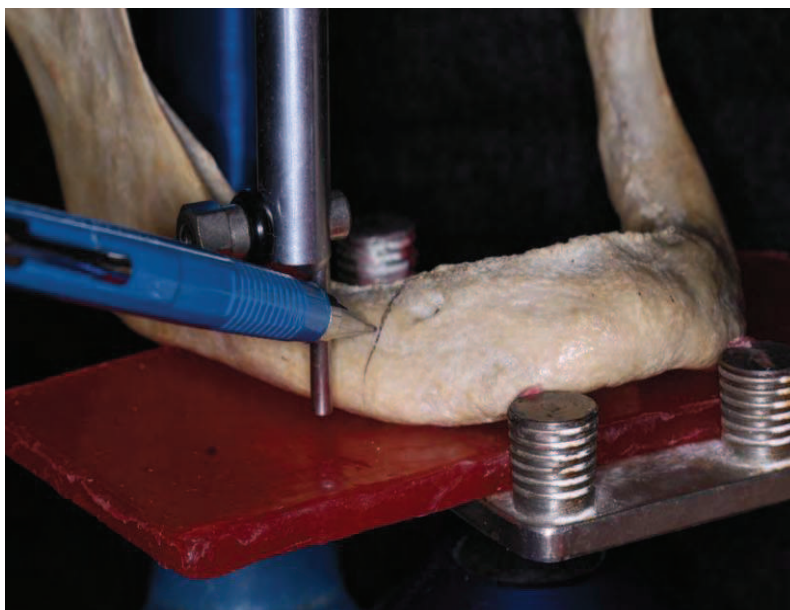


Figura 2. Demarcações com lapiseira com ponta 0,5 mm na mandíbula adaptada no paralelômetro, delineador protético (vista anterior).

As mandíbulas receberam oito marcações em regiões normalmente utilizadas para instalação de implantes dentários, sendo quatro na região posterior e quatro na região anterior, com lapiseira e grafite 0,5 mm (Figura 2). As marcações abrangeram todo o contorno da mandíbula e foram realizadas com auxílio de um delineador protético.



Figura 3. Oito demarcações na mandíbula sendo quatro na região anterior e quatro na região posterior.

Sobre as marcações paralelas foram aderidos fios ortodônticos (Fio Ortodontico Duro Elástico CrNi – Redondo 0,30 mm – 0,12” – Morelli® - Sorocaba – SP) com éster de cianocrilato (Loctite® 495 Super Bonder® *Instant Adhesive* – Düsseldorf – Alemanha) em regiões previamente determinadas para as mensurações (Figura 4).



Figura 4. Fios ortodônticos aderidos com éster de cianocrilato

Após a colocação dos fios ortodônticos foram feitos pequenos desgastes (fendas) nos mesmos, com pontas diamantadas (FKG 1011 HL – Pdx *Point Diamond* Industria Comercio Ferramentas Odontológicas. Ltda – Terra Preta – SP) e caneta de alta rotação (Silent MRS 400 – Dabi Atlante® – Ribeirão Preto – SP), sem irrigação, nas regiões das faces vestibular e lingual e na base mandibular e rebordo alveolar, a fim de padronizar a região de aferição, tanto das imagens das tomografias quanto nas mensurações realizadas com o paquímetro digital.

Todas as mandíbulas foram submetidas à escaneamento e as imagens da TCFC foram adquiridas utilizando tomógrafo i-CAT 17-19 (*Imaging Sciences International* LLC, Hatfield, EUA), com regime de trabalho 120 (kV) quilovolts, 8 (mA) miliampere, 360 graus de rotação, *voxel* 0,25 mm e tempo de aquisição de 8,9 segundos (Figura 5).



Figura 5. Escaneamento com o tomógrafo de feixe cônico (i-CAT 17-19).

As imagens da TCMS foram obtidas usando tomógrafo Philips Mx8000 IDT 16 CT Scanner (*Philips Medical System*, Amsterdam, Holanda), com o regime de trabalho de cinco segundos, 120 (kV) quilovolts, 150 (mA) miliampere, colimação de 16 mm x 0,6 mm, espessura de 0,5 mm e resolução de 0,4 x 0,4 mm (Figura 6). O parâmetro de posicionamento da mandíbula foi o plano basal da mandíbula, a mesma foi estabilizada com placa de isopor de 50 mm.

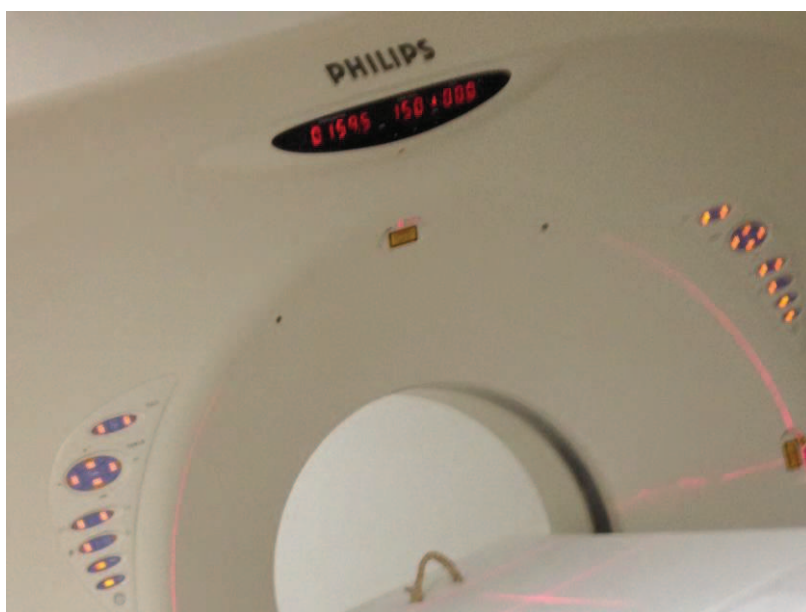


Figura 6. Escaneamento com o tomógrafo multislice (Philips Mx8000 IDT 16 CT Scanner).

Como controle, após a aquisição das imagens nos tomógrafos, o processo de seccionamento das mandíbulas para a mensuração do padrão ouro foi efetuado (Figura 7). As mandíbulas foram seccionadas próximo às oito linhas demarcadas pelos fios ortodônticos utilizando uma cortadeira metálica de baixa velocidade (EXTEC Labcut 1010 – *Low Speed Diamond Saw* – Emfield – CT – USA) com o disco Buehler – *IsoMet Wafering Blades 15 HC, Metal Matrix Composite, Bone*, – Lake Bluff –IL), 11-10066 76 mm X 0,2 mm, sob constante irrigação, velocidade em geral de 500 rotação por minuto (limite da máquina), obtendo cortes transversais do longo eixo da base da mandíbula.



Figura 7. Mandíbula sendo cortada para obtenção dos fragmentos.

Posteriormente, os fragmentos das mandíbulas passaram por uma máquina de polimento (EcoMet 3000 Grinder – *Polisher* – Lake Bluff – IL – USA) até que se alcançasse a exata posição dos fios, com as devidas marcações metálicas (Figura 8) para a mensuração correspondente a mesma dos cortes parasagittais das imagens tomográficas.

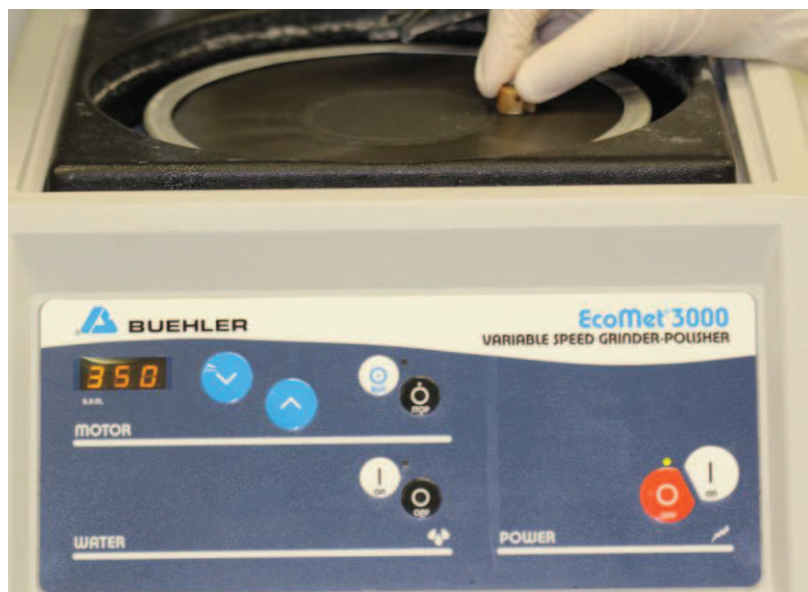


Figura 8. Polimento dos fragmentos com a máquina EcoMet.

Após o corte e polimentos realizados, utilizou-se, para às mensurações direta, o paquímetro digital ABSOLUTE (Mitutoyo Série 500 – 144 repetitividade 0,01 mm – Suzano – SP).



Figura 9. Mensuração de altura da mandíbula utilizando paquímetro digital.

Das imagens geradas pelos tomógrafos e importadas pelos *softwares* *Imaging Studio*® (Anne Solutions, São Paulo – SP, Brasil) (Figura 10) e *Implant Viewer*® (Anne

Solutions, São Paulo – SP, Brasil) (Figura 11).

Utilizando-se as ferramentas de cada *software*, os examinadores efetuaram as medidas lineares de altura da mandíbula (AM), largura da mandíbula (LM) e rebordo ao canal da mandíbula (RC) nas regiões posteriores, e altura da mandíbula (AM) e largura da mandíbula (LM) nas regiões anteriores.

Os examinadores foram calibrados para o estudo e realizaram três vezes as medidas nos *softwares* e com paquímetro digital, com um intervalo de uma semana entre elas. As fendas entre os fios ortodônticos foram consideradas referenciais para a aferição, tanto nos softwares como no paquímetro digital. As medidas de altura da mandíbula foram elaboradas posicionando o cursor da régua no rebordo alveolar da mandíbula e prolongando a linha até a região inferior de base mandibular; a largura da mandíbula foi efetuada a partir do posicionamento do cursor da régua de um espaço lateral ao outro, da face vestibular a face lingual ou vice-versa. Já para a mensuração de rebordo alveolar ao canal da mandíbula na sua cortical mais superior, o cursor de régua foi posicionado no contorno da imagem do canal à fenda mais superior entre o fio ortodôntico do corte parassagital.

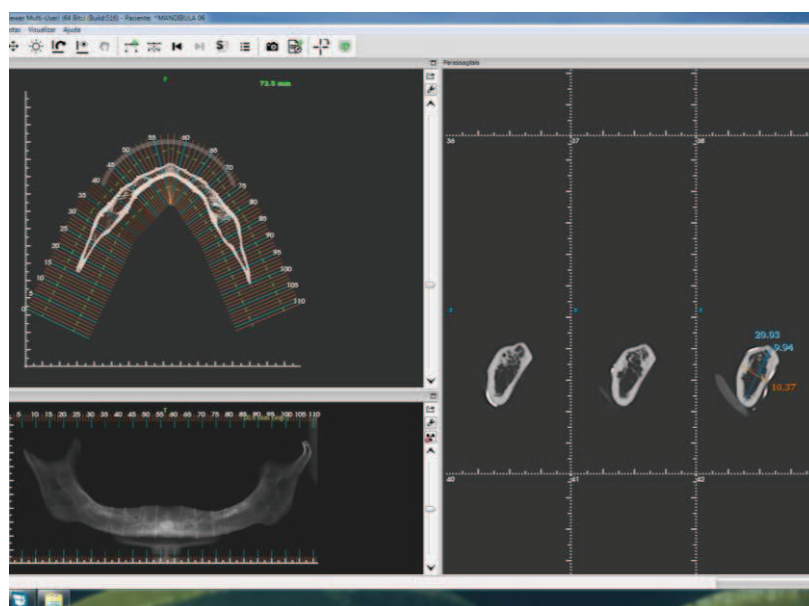


Figura 10. Software imaging studio® com a tomografia computadorizada por feixe cônico, com cortes axial, panorâmico e parassagital.

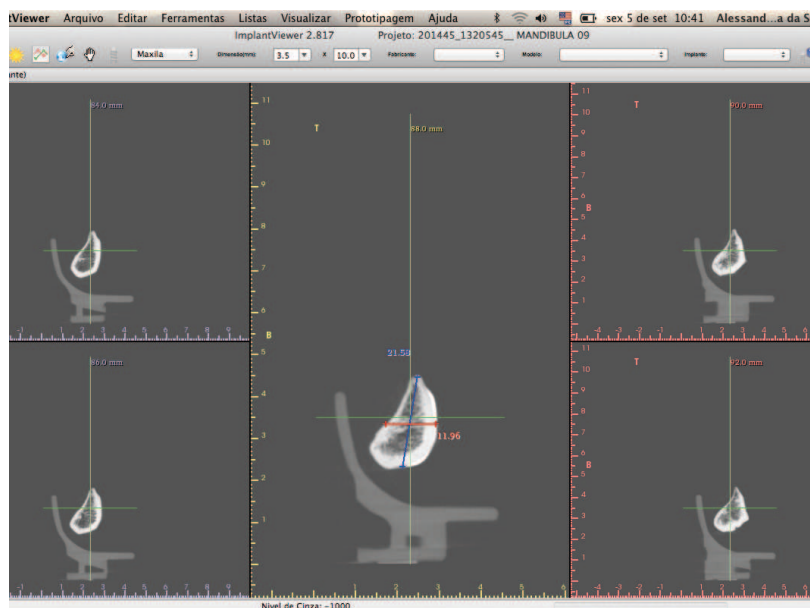


Figura 11. Software implant viewer® com corte parassagital apropriado em destaque para aferição.

Análise estatística

Os dados quantitativos foram tabulados e submetidos à análise estatística no programa IBM® SPSS® *Statistics Base*. O coeficiente de correlação intraclass foi usado para calibrar os observadores. A distribuição normal dos dados foi confirmada pelo teste de *Shapiro-Wilk*, a homocedasticidade das variâncias foi verificada pelo teste de *Levene*, a aplicação do teste t de *Student* para cotejar mensurações entre os tipos de tomografia e *softwares* comparados ao resultado de medição obtidos por meio do paquímetro digital. O teste de análise de variâncias (ANOVA) foi efetuado a fim de que fosse possível a análise de diferenças entre as variâncias da amostra, seguido pelo teste *post-hoc* de *Dunnet*, confrontando as mensurações realizadas em cada tipo de tomografia e *software* de análise às mensurações nas peças anatômicas.

Resultados

Utilizou-se o coeficiente de correlação intraclass. Foi testado o índice de correlação intraclass para averiguar a reprodutibilidade de cada mensuração, cotejada à

medida real, a fim de constatar a precisão (Tabela 1).

Tabela 1. Coeficiente de correlação intraclasse.

	Altura Mandibular		Largura Mandibular		Rebordo ao Canal	
	(AM)		(LM)		Mandibular (RC)	
	ICC	Valor p	ICC	Valor p	ICC	Valor p
TCFC, <i>Imaging Studio</i>	0,992	4,129 e-74	0,941	2,116 e-39	0,953	2,679 e-22
TCFC, <i>Implant Viewer</i>	0,981	5,927 e-59	0,883	4,931 e-28	0,959	2,370 e-23
TCMS, <i>Imaging Studio</i>	0,985	6,461 e-63	0,841	6,836 e-22	0,956	9,552 e-23
TCMS, <i>Implant Viewer</i>	0,985	1,819 e-63	0,918	7,964 e-34	0,968	1,943 e-25

Conforme estudo de Fleiss (1971), o índice de correlação intraclasse acima de 0,8 indica uma reprodutibilidade excelente.

Para a determinação do grupo controle (padrão ouro), as medições efetivadas com o paquímetro digital foram concebidas como valor real, e confrontadas com as mensurações, considerando o tipo de tomografia computadorizada, de feixe cônico ou *multislice*, bem como o software utilizado para avaliação, *imaging studio*[®] ou *implant viewer*[®]. Todos os valores das mensurações estão descritos em milímetros (mm).

Comparação entre tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) e paquímetro digital.

As mensurações realizadas (Tabela 2) pelo aparelho de TCFC (n=40) foram comparadas às mensurações realizadas com paquímetro digital (n=20), pelo teste t de *Student* (Tabela 3).

Tabela 2. Descritivos da comparação entre tomografia computadorizada de feixe cônico ao grupo controle.

		Média	Desvio Padrão
AM	Paquímetro Digital	20,4385	2,96648
	T. Feixe Cônico	20,5080	2,92591
	Total	20,4848	2,91444
LM	Paquímetro Digital	10,9840	1,66418
	T. Feixe Cônico	10,9513	1,50478
	Total	10,9622	1,54561
RC	Paquímetro Digital	8,6500	2,66112
	T. Feixe Cônico	8,5500	2,41735
	Total	8,5833	2,47901

O teste de Levene demonstra a homocedasticidade das variâncias entre os três grupos de mensurações. O teste t de *Student* cotejou as médias das mensurações efetuadas pelo aparelho de TCFC, sendo que, para o grupo de mensurações de largura mandibular (LM) foi observada a menor diferença se comparada ao aferido pelo paquímetro digital (0,033).

Tabela 3. Teste de Levene e teste t de *Student* das mensurações realizadas pela tomografia computadorizada de feixe cônico.

	Teste de Levene		Teste t de Student			
	F	Valor p	T	gl	Valor p (bilateral)	Diferença média
AM	0,000	0,987	-0,086	58	0,931	-0,06950
LM	0,021	0,886	0,077	58	0,939	0,03275
RC	0,274	0,603	0,146	58	0,884	0,10000

Comparação entre tomografia computadorizada *multislice* (TCMS) e paquímetro digital.

Os mesmos grupos de mensuração foram repetidos nas imagens das mandíbulas geradas pelo aparelho de TCMS (Tabela 4) e cotejados com as mensurações de controle

realizadas pelo paquímetro digital (Tabela 5).

Tabela 4. Descritivos da comparação entre tomografia computadorizada *multislice* ao grupo controle.

		Média	Desvio Padrão
AM	Paquímetro Digital	20,4385	2,96648
	T. <i>Multislice</i>	20,4883	2,90707
	Total	20,4717	2,90185
LM	Paquímetro Digital	10,9840	1,66418
	T. <i>Multislice</i>	10,9588	1,39447
	Total	10,9672	1,47560
RC	Paquímetro Digital	8,6500	2,66112
	T. <i>Multislice</i>	8,4250	2,63008
	Total	8,5000	2,62000

Assim como verificado na TCFC, a TCMS apresenta a homocedasticidade das variâncias quando comparadas com as mensurações do grupo controle. O teste t de *Student* comparou as mensurações realizadas a partir das imagens obtidas pelo aparelho de TCMS e não observou diferenças significativas, sendo a menor diferença média observada em mensurações de largura mandibular (LM).

Tabela 5. Teste de Levene e teste t de *Student* das mensurações realizadas pela tomografia computadorizada *multislice* e grupo controle.

	Teste de Levene		Teste t de <i>Student</i>			
	F	Valor p	T	gl	Valor p (bilateral)	Diferença média
AM	0,002	0,961	-0,062	58	0,951	-0,04975
LM	0,059	0,810	0,062	58	0,951	0,02525
RC	0,077	0,783	0,311	58	0,757	0,22500

Comparação entre tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) e tomografia computadorizada *multislice* (TCMS).

Também foi efetuada a comparação entre os tipos de TC (Tabela 6). O teste t de

Student não apresentou diferenças significativas nas mensurações quando comparados os dois tipos de tomografia computadorizada (Tabela 7).

Tabela 6. Descritivos da comparação entre mensurações realizadas na tomografia computadorizada de feixe cônico e tomografia computadorizada de *multislice*.

		Média	Desvio Padrão
AM	T. Feixe Cônico	20,5080	2,92591
	T. <i>Multislice</i>	20,4883	2,90707
	Total	20,4981	2,89800
LM	T. Feixe Cônico	10,9513	1,50478
	T. <i>Multislice</i>	10,9588	1,39447
	Total	10,9550	1,44147
RC	T. Feixe Cônico	8,5500	2,41735
	T. <i>Multislice</i>	8,4250	2,63008
	Total	8,4875	2,51070

Ao observar os tipos de tomografia comparados entre si e a mensuração com o paquímetro digital (esta considerada como valor real) verificou-se grande correlação entre os mesmos.

Tabela 7. Teste de Levene e teste t de *Student* das mensurações realizadas pela tomografia computadorizada de *multislice* e tomografia computadorizada de feixe cônico.

	Teste de Levene				Teste t de <i>Student</i>	
	F	Valor p	t	gl	Valor p (bilateral)	Diferença média
AM	0,002	0,969	0,030	78	0,976	0,01975
LM	0,278	0,600	-0,023	78	0,982	-0,00750
RC	1,039	0,311	0,221	78	0,825	0,12500

Comparação entre o *software imaging studio* e paquímetro digital.

Em relação aos tipos de *software*, as mensurações realizadas no *imaging studio* (Tabela 8) e no *implant viewer* (Tabela 10) foram comparadas entre si e ao grupo controle pelo teste t *Student*.

Tabela 8. Descritivos da comparação entre mensurações realizadas no *imaging studio* comparado a mensuração com o paquímetro digital.

		Média	Desvio Padrão
AM	Paquímetro Digital	20,4385	2,96648
	<i>Imaging Studio</i>	20,4588	2,91633
	Total	20,4520	2,90790
LM	Paquímetro Digital	10,9840	1,66418
	<i>Imaging Studio</i>	10,9170	1,39551
	Total	10,9393	1,47655
RC	Paquímetro Digital	8,6500	2,66112
	<i>Imaging Studio</i>	8,7000	2,55403
	Total	8,6833	2,56767

Na comparação realizada entre o *software imaging studio* ao paquímetro digital, não foi observado diferenças significativas nas mensurações, sendo as médias da altura mandibular (AM) a que apresentaram-se mais próximas às médias do grupo controle.

Tabela 9. Teste de Levene e teste t de *Student* das mensurações realizadas no *imaging Studio* comparado à mensuração com o grupo controle.

	Teste de Levene				Teste t de <i>Student</i>	
	F	Valor p	t	gl	Valor p (bilateral)	Diferença média
AM	0,001	0,974	-0,025	58	0,980	-0,02025
LM	0,104	0,748	0,164	58	0,870	0,06700
RC	0,019	0,890	-0,071	58	0,944	-0,05000

Comparação entre o *software implant viewer* e paquímetro digital.

As mensurações efetuadas a partir do *software implant viewer* (Tabela 10) foram cotejadas com as realizadas por paquímetro digital pelo teste t de *Student*.

Tabela 10. Descritivos da comparação entre mensurações realizadas no *implant viewer* comparado à mensuração com o paquímetro digital.

		Média	Desvio Padrão
AM	Paquímetro Digital	20,4385	2,96648
	<i>Implant Viewer</i>	20,5375	2,91617
Total		20,5045	2,90817
LM	Paquímetro Digital	10,9840	1,66418
	<i>Implant Viewer</i>	10,9930	1,50285
Total		10,9900	1,54429
RC	Paquímetro Digital	8,6500	2,66112
	<i>Implant Viewer</i>	8,2750	2,48057
Total		8,4000	2,52580

Na comparação das mensurações realizadas a partir do *software implant viewer* ao paquímetro digital, o teste t de *Student* não apresentou diferenças significativas entre as médias das mensurações, sendo a largura mandibular a que apresentou a média mais próxima do grupo controle.

Tabela 11. Teste de Levene e teste t de *Student* das mensurações realizadas no *implant viewer* comparado a mensuração com o grupo controle.

	Teste de Levene		Teste t de <i>Student</i>			
	F	Valor p	t	gl	Valor p (bilateral)	Diferença média
AM	0,001	0,978	-0,123	58	0,902	-0,09900
LM	0,051	0,823	-0,021	58	0,983	-0,00900
RC	0,040	0,843	0,539	58	0,592	0,37500

Comparação entre o *software implant viewer* e *imaging studio*.

Também foi efetuada a comparação entre as mensurações utilizando os tipos de *software* (Tabela 12) para realizar as mensurações, através do teste t de *Student*.

Tabela 12. Descritivos da comparação entre mensurações realizadas nos *softwares implant viewer* e *software imaging studio*.

		Média	Desvio Padrão
AM	<i>Imaging Studio</i>	20,4588	2,91633
	<i>Implant Viewer</i>	20,5375	2,91617
	Total	20,4981	2,89800
LM	<i>Imaging Studio</i>	10,9170	1,39551
	<i>Implant Viewer</i>	10,9930	1,50285
	Total	10,9550	1,44147
RC	<i>Imaging Studio</i>	8,7000	2,55403
	<i>Implant Viewer</i>	8,2750	2,48057
	Total	8,4875	2,51070

O teste t de *Student* não apresentou nenhuma diferença significativa entre as mensurações efetivadas pelos dois tipos de *software*.

Tabela 13. Teste de Levene e teste t de *Student* das mensurações realizadas no *software imaging studio* e *software implant viewer*.

	Teste de Levene		Teste t de <i>Student</i>			
	F	Valor p	t	gl	Valor p (bilateral)	Diferença média
AM	,000	0,995	-0,121	78	0,904	-0,07875
LM	,565	0,455	-0,234	78	0,815	-0,07600
RC	,004	0,948	0,755	78	0,453	0,42500

Análise comparativa entre grupos.

Foram segmentadas em cinco grupos as mensurações. Utilizou-se como critério, o tipo de TC e o tipo de *software*, sendo utilizado como controle, as mensurações realizadas pelo paquímetro digital. As comparações múltiplas foram efetivadas a partir do teste de análise de variância (ANOVA), seguido pelo teste *post-hoc* de Dunnett, a fim de que fosse possível a verificação da convergência da mensuração ao grupo controle.

Tabela 14. Descritivos das mensurações segmentadas em grupos de tipos de tomografias e tipos de *softwares*.

		Média	Desvio Padrão
AM	Paquímetro Digital	20,4385	2,96648
	Tomografia Feixe Cônico / <i>Imaging Studio</i>	20,4665	2,97935
	Tomografia <i>Multislice</i> / <i>Imaging Studio</i>	20,4510	2,92932
	Tomografia Feixe Cônico / <i>Implant Viewer</i>	20,5495	2,94829
	Tomografia <i>Multislice</i> / <i>Implant Viewer</i>	20,5255	2,96024
	Total	20,4862	2,89676
LM	Paquímetro Digital	10,9840	1,66418
	Tomografia Feixe Cônico / <i>Imaging Studio</i>	10,9575	1,50960
	Tomografia <i>Multislice</i> / <i>Imaging Studio</i>	10,8765	1,30960
	Tomografia Feixe Cônico / <i>Implant Viewer</i>	10,9450	1,53914
	Tomografia <i>Multislice</i> / <i>Implant Viewer</i>	11,0410	1,50405
	Total	10,9608	1,47977
RC	Paquímetro Digital	8,6500	2,66112
	Tomografia Feixe Cônico / <i>Imaging Studio</i>	8,7500	2,55209
	Tomografia <i>Multislice</i> / <i>Imaging Studio</i>	8,6500	2,62127
	Tomografia Feixe Cônico / <i>Implant Viewer</i>	8,3500	2,32322
	Tomografia <i>Multislice</i> / <i>Implant Viewer</i>	8,2000	2,68720
	Total	8,5200	2,52854

A partir do teste de Levene (Tabela 15) foi possível a verificação da homocedasticidade das variâncias dos grupos de mensuração.

Tabela 15. Teste de Levene para mensurações segmentadas em grupos de tipos de tomografias e tipos de *softwares*.

	Estatística de Levene	gl1	gl2	Valor p
AM	0,001	4	95	1,000
LM	0,197	4	95	,939
RC	0,311	4	95	,870

O teste de análise da variância (Tabela 16) foi efetuado para verificação de possíveis diferenças entre cada grupo de mensuração, considerando o tipo de TC e o *software* a partir do qual tal procedimento foi realizado.

Tabela 16. Análise de variância dos grupos de mensurações de tipos de tomografias e tipos de *softwares*.

		Soma dos Quadrados	gl	Quadrado Médio	F	Valor p
AM	Entre Grupos	0,189	4	0,047	0,005	1,000
	Nos grupos	830,543	95	8,743		
	Total	830,733	99			
LM	Entre Grupos	0,287	4	0,072	0,031	0,998
	Nos grupos	216,497	95	2,279		
	Total	216,784	99			
RC	Entre Grupos	4,360	4	1,090	0,165	0,956
	Nos grupos	628,600	95	6,617		
	Total	632,960	99			

O teste ANOVA demonstrou não haver diferença significativa entre os grupos segmentados, sendo a mensuração da altura mandibular (AM) a que apresentou os valores observados mais similares entre si.

O teste de Dunnett (Tabela 17) permitiu a verificação da precisão das mensurações segmentadas por tipo de TC e *software* utilizado quando comparados com a mensuração de controle realizada mediante o paquímetro digital, considerada como valor real.

Tabela 17. Teste de Dunnett comparando os grupos de mensuração.

Variável dependente		Diferença média	Valor p
AM	Tomografia Feixe Cônico / <i>Imaging Studio</i>	0,02800	1,000
	Tomografia <i>Multislice</i> / <i>Imaging Studio</i>	0,01250	1,000
	Tomografia Feixe Cônico / <i>Implant Viewer</i>	0,11100	1,000
	Tomografia <i>Multislice</i> / <i>Implant Viewer</i>	0,08700	1,000
LM	Tomografia Feixe Cônico / <i>Imaging Studio</i>	-0,02650	1,000
	Tomografia <i>Multislice</i> / <i>Imaging Studio</i>	-0,10750	0,998
	Tomografia Feixe Cônico / <i>Implant Viewer</i>	-0,03900	1,000
	Tomografia <i>Multislice</i> / <i>Implant Viewer</i>	0,05700	1,000
RC	Tomografia Feixe Cônico / <i>Imaging Studio</i>	0,10000	1,000
	Tomografia <i>Multislice</i> / <i>Imaging Studio</i>	0,00000	1,000
	Tomografia Feixe Cônico / <i>Implant Viewer</i>	-0,30000	0,988
	Tomografia <i>Multislice</i> / <i>Implant Viewer</i>	-0,45000	0,950

O teste de Dunnett revelou que apenas três grupos não apresentaram desempenho semelhante ao mensurado no grupo controle, nesses estão às mensurações de largura mandibular e rebordo alveolar ao canal mandibular, mensurações menores, sendo dois deles utilizando o *software implant viewer* em ambas as tomografias. Destacam-se como maior precisão as mensurações realizadas na tomografia *multislice* pelo *software imaging studio* para a altura mandibular; a mensuração realizada na tomografia de feixe cônico pelo *software imaging studio* para a largura mandibular; e a mensuração na tomografia *multislice* pelo *software imaging studio* para distância do rebordo alveolar ao canal mandibular, apesar que nove mensurações foram precisas, sendo quatro avaliados na mensuração de largura mandibular, mensuração maior.

Discussão

Tomografia computadorizada *multislice* (TCMS) e de feixe cônico (TCFC).

Os resultados do presente estudo apontam um desempenho preciso de ambas a

tomografias concordando com Scarfe et al. (2006)²⁴ que afirmaram que a TCFC e a TCMS são adequadas para a área de imaginologia craniofacial, por oferecem imagens nítidas de estruturas de alto contraste, sendo desse modo, úteis para avaliar o osso.

O estudo confirma os resultados de vários outros autores,^{3;23} que atestaram que a TCFC é um dos exames complementares mais indicados para planejamento de implantes por fornecer imagens transversais da região selecionada e permitir o diagnóstico preciso de estruturas anatômicas importantes.

A precisão das medidas lineares obtidas com TCFC e TCMS quando comparada²⁵ demonstrou que a TCFC é uma ferramenta confiável para planejamento de cirurgias pré-protéticas tanto quanto a tomografia computadorizada *multislice*.

Estudos realizados por diferentes autores permitem ainda concluir que uma considerável redução da dose de radiação da TCMS não acarreta uma diminuição significativa na precisão das medidas lineares. No presente estudo, percebeu-se o alto índice de precisão das medidas lineares realizadas.

Como assinalado por El-Beialy et al. (2011),²⁶ que avaliaram a confiabilidade das mensurações para planejamento de implantes dentários, ressaltando a orientação da cabeça do paciente, segundo os autores, nesse sentido, se a cabeça do paciente está estável durante o procedimento, a posição espacial da cabeça no foco pela TC 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.

Na literatura científica existem diversos estudos levantados neste trabalho, que avaliam a precisão de medidas realizadas empregando imagens obtidas por meio de radiografias e tomografias. Constata-se, contudo, que a maioria dos trabalhos que pesquisamos apresenta resultados baseados em uma amostra pequena. Além disso, tais

estudos avaliam apenas a região posterior da mandíbula humana. Neste estudo, buscou-se comparar a confiabilidade de medidas lineares obtidas nas TCFC e TCMS, em *softwares* para confecção de laudos tomográficos *imaging studio*[®] e para planejamento virtual de implantes dentários *implant viewer*[®], quando comparadas com as mensurações realizadas diretamente nos segmentos ósseos na região anterior e posterior das mandíbulas humanas secas.

Loubele et al. (2006)¹⁹ encontraram uma diferença entre a espessura de segmentos ósseos obtida pela TCMS e TCFC, porém, essa diferença da ordem de 0,05 a 1,2 mm não é significativa concordando com os resultados apresentados neste estudo.

A partir dos dados obtidos nesta pesquisa, demonstra-se que, tanto a TCFC, quanto à TCMS são confiáveis para o planejamento cirúrgico de implantes dentários, não existindo diferenças significativas entre tais imagens tomográficas, ou quanto aos *softwares* utilizados para mensurar as áreas demarcadas, a largura mandibular, altura mandibular e distância do canal mandibular ao rebordo alveolar.

Softwares imaging studio[®] e *implant viewer*[®].

Este estudo analisou dois diferentes tipos de TC, utilizando dois *softwares* diferentes; por isso foram avaliadas variáveis que podem afetar a qualidade das imagens da TC na visualização de estruturas anatômicas, a precisão e a confiabilidade das medidas realizadas nos exames imaginológicos tende de ser o mais fidedigno possível para conduzir estudos nas diversas áreas da odontologia.

O levantamento da literatura científica desvelou que existe escassez de estudos que tematizem a avaliação da precisão de medidas lineares realizadas em mandíbulas edêntulas, maceradas com processo de reabsorção e remodelação óssea, por meio de tomografias, através de diferentes *softwares*. A TC provou ser uma ferramenta útil nas diversas áreas da odontologia, como método para diagnóstico e planejamento de

tratamentos cirúrgicos. As vantagens são inúmeras, quando comparadas às radiografias convencionais.^{1,27,2,28}

Neste estudo, os altos níveis da precisão em ambos os métodos tomográficos foram avaliados por dois examinadores, o coeficiente de correlação foi de 0,84 a 0,99 e o verificado por Kamburoglu et al.²⁹ foi de 0,86 a 0,97, demonstrando assim um alto nível de concordância intraexaminador para as medidas realizadas.

Considerando o coeficiente de correlação intraclass, nota-se uma alta concordância para as mensurações longas (AM), quando utilizada a ferramenta de mensuração do *software*. Estima-se que o valor da correlação intraclass é alto, mostrando a precisão de tais mensurações, mesmo para as medidas mais curtas, o que denota a elevada reprodutibilidade do método.

Mensurações realizadas em região posterior, demarcadas neste estudo, constitui maior desafio para o planejamento cirúrgico de implantes, devido ao risco de lesão ao nervo alveolar inferior.³⁰

As imagens adquiridas pela TCFC apresentaram resultados de precisão semelhantes aos das imagens adquiridas por TCMS. É importante ressaltar que, apesar de ser maior a dose de radiação empregada na tomografia computadorizada *multislice*, o valor absoluto é muito inferior ao recomendado pelo NCPR (*National Council of Protection Radiologic*);³¹ e mesmo que as doses de radiação empregadas nos dois métodos sejam diferentes, elas não são significantes quando comparadas à dose máxima recomendada.

A comparação da precisão entre TCFC e TCMS para mensurações lineares realizadas por Loubele et al.³² concluiu que não há diferença significativa entre a mensuração real, a radiográfica e as mensurações em tomografia computadorizada.

Com este estudo, enfatizou-se que a precisão das medidas lineares, utilizando exames tomográficos de feixe cônico ou *multislice* avaliados por dois examinadores e

diferentes *softwares* para confecção de laudos e planejamento cirúrgico, pois os resultados foram comparáveis às mensurações realizadas em mandíbulas secas, não existindo diferenças significativas entre as variáveis.

Cabe salientar que não foram observadas diferenças significativas entre os parâmetros avaliados nos *softwares* que permitem a confecção de laudos tomográficos, e para planejamento cirúrgico de implantes dentários. A necessidade do estudo de diferentes *softwares* foi relatada também em 2009, quando Kamburoğlu et al.²⁹ analisaram a localização do canal e a estimativa de distâncias ao seu redor, mediante imagens de TCFC em mandíbulas maceradas. Segundo os autores, a 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^{33,34,9,35} concordam com a necessidade de estudos que investiguem o impacto de fatores responsáveis pela falta de precisão de medidas de imagens do osso alveolar em tomografia computadorizada de feixe cônico, tais como o *software*, presença ou ausência de tecidos moles, tamanho do *voxel* do escaneamento.

Existem poucas referências na literatura^{15,36,37,38,39,35,40,41} que utilizam o *software* de análise de imagens como variável de interferência na precisão. Entretanto, todos os estudos que analisam propriedades de TCFC utilizam *software* como ferramenta para analisar as imagens.

A referência aos *softwares*, versão e configuração, favorece a utilização de padrões para determinados estudos e aplicações clínicas com melhores resultados, visto que as imagens geradas pela maioria das TCFC são em formato *DICOM (Digital imaging and communications in medicine)* e podem ser analisadas por uma gama de *softwares* disponíveis no mercado.

Isso se torna mais complicado ainda quando autores³⁶ comparam *softwares* e

utilizam o nome comercial do tomógrafo como uma das variáveis, tal fato pode dificultar a discussão e produção do conhecimento sobre o tema.

Os resultados obtidos por meio deste estudo podem ser comparados ao estudo de Maloney et al.,³⁶ que analisaram os *softwares* de planejamento de implante *Simplant* (*Simplant 3D Pro*; Materialize, Leuven, Bélgica) e *Xoran* (*Xoran 5.0 XR Technologies Inc*, LLC, Ann Arbor, MI, EUA). Assim como em nossos resultados, os autores afirmaram que tanto o *software Xoran* quanto o *Simplant* podem ser utilizados de forma precisa para o planejamento de cirurgias de implante.

As inúmeras propriedades e vantagens do uso de *software* de confecção de laudos e planejamento para reabilitações com implantes dentários são descritas na literatura,⁴² todavia, maiores estudos comparando estes e suas ferramentas são necessários, principalmente em casos extremos e específicos, como em pacientes com mandíbulas com acentuado processo de reabsorção do osso alveolar.

A maioria dos *softwares* passível de ser analisada para TCFC pode também ser estudada em TCMS. Existe uma gama de alterações possíveis na aquisição de imagens, assim como em seu processamento⁴³, e isto pode ser potencializado, aumentando ainda mais a necessidade de estudos na comparação da tomografia computadorizada de feixe cônico com outros exames.

Em relação à alta reprodutibilidade interexaminador e intraexaminador, nossos resultados se assemelham aos presentes na literatura, que destacam as imagens provenientes de TCFC, TCMS e *softwares* analisados com resultados de alta reprodutibilidade.

Diante dos dados expostos, pode-se indicar ambas as tomografias e os *softwares* utilizados neste estudo para diagnóstico e planejamento de implantes dentários. Há a necessidade de novos estudos que levem em conta as interferências da aplicação de filtros,

diferentes protocolos de aquisição de imagem, outros *softwares* de manipulação, bem como outros exames para maxila e mandíbula com características específicas.

Conclusão

Neste estudo, a reprodutibilidade dos dados se mostrou confiável tanto para os tipos de tomografia computadorizada de feixe cônico e *multislice* quanto nos *softwares imaging studio* e *implant viewer*.

Cabe salientar que não houve diferenças estatisticamente significativas nas variâncias dos grupos de medidas lineares entre os tipos de tomografia computadorizada e tipos de *softwares*, ainda que o *software imaging studio* apresentou maior precisão em relação ao *software implant viewer* em ambos os tipos de tomografias.

Referências

1. Frederiksen NL. Diagnostic imaging in dental implantology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1995 Nov;80(5):540-54. PubMed PMID: 8556464. eng.
2. Parnia F, Fard EM, Mahboub F, Hafezeqoran A, Gavgani FE. Tomographic volume evaluation of submandibular fossa in patients requiring dental implants. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2010 Jan;109(1):e32-6. PubMed PMID: 20123366. eng.
3. Tyndall DA, Brooks SL. Selection criteria for dental implant site imaging: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2000 May;89(5):630-7. PubMed PMID: 10807723. eng.
4. Moura PMd, UFRJ, Lima LV, Faria MDB, UFRJ, Gutfilen B, et al. Rapid maxillary expansion: evaluation of two methods of 3D reconstruction by means of a laboratorial model. Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial. 2009 02/2009;14(1):90-3.

5. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006 Jun;129(6):721.e7-12. PubMed PMID: 16769488. eng.
6. Garcia B, Penarrocha M, Martí E, Martínez JM, Gay-Escoda C. Periapical surgery in maxillary premolars and molars: analysis in terms of the distance between the lesion and the maxillary sinus. *J Oral Maxillofac Surg*. 2008 Jun;66(6):1212-7. PubMed PMID: 18486786. eng.
7. Selden HS. Endo-Antral syndrome and various endodontic complications. *J Endod*. 1999 May;25(5):389-93. PubMed PMID: 10530268. eng.
8. Obayashi N, Arijji Y, Goto M, Izumi M, Naitoh M, Kurita K, et al. Spread of odontogenic infection originating in the maxillary teeth: computerized tomographic assessment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2004 Aug;98(2):223-31. PubMed PMID: 15316549. eng.
9. Dreiseidler T, Tandon D, Kreppel M, Neugebauer J, Mischkowski RA, Zinser MJ, et al. CBCT device dependency on the transfer accuracy from computer-aided implantology procedures. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Sep;23(9):1089-97. PubMed PMID: 22680780. eng.
10. Tejaswi KB, Hari Periya EA. Virtopsy (virtual autopsy): A new phase in forensic investigation. *J Forensic Dent Sci*. 2013 Jul;5(2):146-8. PubMed PMID: 24255565. PMCID: PMC3826044. eng.
11. Short LJ, Khambay B, Ayoub A, Erolin C, Rynn C, Wilkinson C. Validation of a computer modelled forensic facial reconstruction technique using CT data from live subjects: a pilot study. *Forensic Sci Int*. 2014 Apr;237:147.e1-e8. PubMed PMID: 24529418. eng.
12. Casselman JW, Gieraerts K, Volders D, Delanote J, Mermuys K, De Foer B, et al. Cone beam CT: non-dental applications. *JBR-BTR*. 2013 2013 Nov-Dec;96(6):333-53. PubMed PMID: 24617175. eng.
13. 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. PubMed PMID: 17082331. eng.
14. 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. PubMed PMID: 22476693. eng.

15. Lund H, Gröndahl K, Gröndahl HG. Accuracy and precision of linear measurements in cone beam computed tomography Accutomo tomograms obtained with different reconstruction techniques. *Dentomaxillofac Radiol*. 2009 Sep;38(6):379-86. PubMed PMID: 19700531. eng.
16. Primo BT, Presotto AC, de Oliveira HW, Gassen HT, Miguens SA, Silva AN, et al. Accuracy assessment of prototypes produced using multi-slice and cone-beam computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2012 Oct;41(10):1291-5. PubMed PMID: 22578568. eng.
17. 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. PubMed PMID: 22777443. eng.
18. 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 2004 Mar-Apr;19(2):228-31. PubMed PMID: 15101594. eng.
19. 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. PubMed PMID: 16876067. eng.
20. 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. PubMed PMID: 17395068. PMCID: PMC3644804. eng.
21. 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 - 8. PubMed PMID: 19577143. eng.
22. Naitoh M, Aimiya H, Hirukawa A, Aiji E. Morphometric analysis of mandibular trabecular bone using cone beam computed tomography: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Nov-Dec;25(6):1093-8. PubMed PMID: 21197484. Epub 2011/01/05. eng.
23. Lee SY, Morgano SM. A diagnostic stent for endosseous implants to improve conventional tomographic radiographs. *J Prosthet Dent*. 71. United States1994. p. 482-5.

24. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc.* 2006 Feb;72(1):75-80. PubMed PMID: 16480609. Epub 2006/02/17. eng.
25. Suomalainen A, Kiljunen T, Kaser Y, Peltola J, Kortetniemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol.* 38. England2009. p. 367-78.
26. 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.* 140. United States: Inc; 2011. p. 157-65.
27. Howe RB. First molar radicular bone near the maxillary sinus: a comparison of CBCT analysis and gross anatomic dissection for small bony measurement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009 Aug;108(2):264-9. PubMed PMID: 19201631. eng.
28. Sherrard JF, Rossouw PE, Benson BW, Carrillo R, Buschang PH. Accuracy and reliability of tooth and root lengths measured on cone-beam computed tomographs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2010;137(4, Supplement):S100-S8.
29. 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. PubMed PMID: 19138636. eng.
30. Givol N, Peleg O, Yarom N, Blinder D, Lazarovici TS. Inferior alveolar neurosensory deficiency associated with placement of dental implants. *J Periodontol.* 2013 Apr;84(4):495-501. PubMed PMID: 22813346. eng.
31. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006 Jul;35(4):219-26. PubMed PMID: 16798915. eng.
32. Loubele M, Van Assche N, Carpentier K, Maes F, Jacobs R, van Steenberghe D, et al. Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone

- measurements. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008 Apr;105(4):512-8. PubMed PMID: 17900939. eng.
33. Rubio Serrano M, Albalat Estela S, Penarrocha Diago M. Software applied to oral implantology: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 13. Spain2008. p. E661-5.
34. 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.* 78. United States2008. p. 387-95.
35. Wood PW, Choy JB, Nanda NC, Becher H. Left ventricular ejection fraction and volumes: it depends on the imaging method. *Echocardiography.* 2014;31(1):87-100. PubMed PMID: 24786629. PMCID: PMC4231568. Epub 2014/05/03. eng.
36. 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.* 69. United States2011. p. 1923-9.
37. 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.* 40. England2011. p. 492-500.
38. Gerlach NL, Ghaeminia H, Bronkhorst EM, Berge SJ, Meijer GJ, Maal TJ. Accuracy of assessing the mandibular canal on cone-beam computed tomography: a validation study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2014 Apr;72(4):666-71. PubMed PMID: 24480773. Epub 2014/02/01. eng.
39. Santos O, Jr., 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. PubMed PMID: 23459775. Epub 2013/03/06. eng.
40. 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. PubMed PMID: 24066327. Epub 2013/09/26. eng.

41. 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.* 42. England2013. p. 20120178.
42. Worthington P, Rubenstein J, Hatcher DC. The role of cone-beam computed tomography in the planning and placement of implants. *J Am Dent Assoc.* 141 Suppl 3. United States2010. p. 19S-24S.
43. 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. PubMed PMID: 23601224. PMCID: PMC3633147. Epub 2013/04/23. eng.

MANUSCRIPT – ENGLISH VERSION

ACCURACY LINEAR MEASUREMENTS USING DIFFERENT SOFTWARE IN IMAGES OF MACERATED MANDIBLES OBTAINED BY MULTISLICE AND CONE BEAM CT

Original Article

Abstract

Objectives: To determine the accuracy and precision of linear measurements performed with two different software packages for use with multislice and cone beam CT. **Methods:** Ten macerated toothless mandibles were each marked 8 times (4 marks in the anterior region and 4 marks in the posterior region). Orthodontic floss was placed over the marks to allow the standardization of the regions to be measured. The mandibles were assessed using both multislice and cone beam CT and the images obtained were analyzed with two programs: Imaging Studio® version 3.1 and Implant Viewer® version 2.817. The following linear measurements were performed on the regions previously marked: mandibular height and width, and distance from alveolar ridge to mandibular canal. The mandibles were sectioned over the marks to allow direct measurement using a digital caliper. **Results:** The Shapiro–Wilk test was used to determine the normality of each variable, Levene’s test to verify sample homogeneity, and ANOVA to analyze the differences between sample variances. ANOVA did not show significant differences in mandibular height (MH), mandibular width (MW), and distance from alveolar ridge to mandibular canal (AC) between the group with actual measurements determined with the digital caliper (Group I), cone beam tomography plus Imaging Studio® (Group II), multislice tomography plus Imaging Studio® (Group III), cone beam tomography plus Implant Viewer® (Group IV), and multislice tomography plus Implant Viewer® (Group V). **Conclusions:** The multislice and cone beam CT images were analyzed with the

programs Imaging Studio® and Implant Viewer®, which provides linear measurements closely related to the reality.

Keywords: MANDIBLE. RADIOLOGY. CONE-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY. MULTISLICE COMPUTED TOMOGRAPHY. DENTAL IMPLANTS.

Introduction

To normalize, standardize, and ensure adequate planning of dental implant surgery procedures, the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology has established guidelines for the selection of the imaging methods to be used in diagnosis, surgical planning, and treatment. The guidelines suggest the use of panoramic radiographs to determine mesiodistal angulations of the selected area and for pre-surgical evaluation of the dental arches (the region of interest) through the use of sectioned images acquired by computed or conventional tomography.³

Currently, computed tomography (CT) is the method most often used when planning an integrated dental implant surgery, as the limitations of conventional X-ray examinations include the lack of information on bone depth and conventional tomography relies on specialized professionals for interpretation.²

In computed tomography, bone images and structures are captured by a sensor, and are manipulated to remove overlapped structures from other plans, thus facilitating image interpretation.¹

Previous studies have reported that the most important characteristics of cone beam computed tomography include the use of less radiation, and images with high resolution of dental and maxillofacial structures,⁴ when compared with the multislice technique. Multislice computed tomography uses a large and expensive system mostly designed for whole-body scans. In cone beam computed tomography, the scanner is smaller, less

expensive, and designed to acquire images of the maxillomandibular complex.

Computed tomography has been the method mostly used by dentistry specialists for different purposes, such as diagnosis of trauma extension and guided surgeries;^{5,6} pathological dissemination of dental lesions;^{7,8} planning of prosthetic rehabilitation;^{9,10} virtual necropsy and forensic facial reconstruction;¹¹ and other applications not related to dentistry.¹² Several studies have compared the accuracy and precision of measurements^{13,14} and the use of different types of computed tomography.¹⁵⁻¹⁷ The majority of those studies has been conducted by radiologists,¹⁸⁻²¹ who have specific training to perform the analyses. The aim of those studies is to identify the differences between the measurements obtained by tomography and the actual measurements; however, the bias associated with the software used for image processing and analysis, which is provided by the manufacturer of the tomography equipment, is not taken into account.

The aim of this study was to determine the accuracy and precision of linear measurements performed using two different software programs, in images obtained with multislice and cone beam computed tomography.

Materials and Methods

This study was approved by the Ethics Committee in Research of the Pontifical Catholic University of Paraná (PUC), with approval number 679.794 of 04/06/2014. Ten toothless human mandibles were used and macerated (n = 10) (Figure 1), with completed remodeling and reabsorption processes. The mandibles were provided by the Department of Anatomy of the Metropolitan University of Santos (UNIMES) together with the required authorizations.



Figure 1 Sample with alveolar bone resorption.

Laboratory preparation of the mandibles was performed at the University of São Paulo (USP), as this was under the scope of the research interests from both Universities. This agreement has been duly authorized. Each mandible was fixed in a parallelometer (B2-Bio-Art®, Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda., SP, Brazil), with the use of utility wax (Wilson Polidental, Cotia, SP, Brazil).

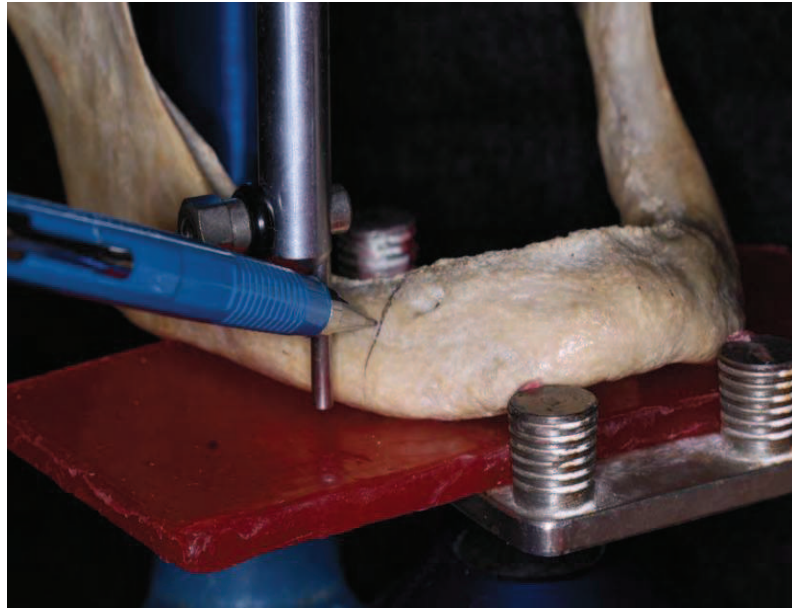


Figure 2 Marks in the mandible, made with a 0.5-mm pencil lead, using a parallelometer (anterior view).

Mandibles were marked 8 times (4 in the posterior region and 4 in the anterior region) with a 0.5-mm pencil lead (Figure 2). The marks comprised the entire mandible border and were performed using a prosthetic delineator to simulate the parallelism obtained from the scans performed with the cone beam and multislice CT techniques.



Figure 3 Eight marks in the mandible: four in the anterior and four in the posterior regions.

Orthodontic floss was placed over the parallel marks (round [0.30 mm, 0.12"] Orthodontic Strong Elastic Floss CrNi floss, Morelli®, Sorocaba, SP, Brazil) with cyanoacrylate ester (Loctite® 495 Super Bonder® Instant Adhesive, Düsseldorf, Germany) in regions previously selected for the measurements (Figure 4).



Figure 4 Orthodontic floss placed over the mandible and fixed with cyanoacrylate ester.

After laying the orthodontic floss, small fissures were introduced with the use of diamond burs (FKG 1011 HL, Pdx Point Diamond Ind. Com. Ferram. Odontológ. Ltda, Terra Preta, SP, Brazil) and a high-speed handpiece (Silent MRS 400, Dabi Atlante®, Ribeirão Preto, SP, Brazil), without irrigation, on the four ends of the orthodontic floss, to standardize the reference points and allow the measurements, both in CT images, and also in the measurements performed with the digital caliper.

All mandibles were scanned and the cone beam CT images were acquired using an i-CAT 17-19 system (Imaging Sciences International LLC, Hatfield, USA), scanned at 120 kV, 8 mA, 360° of rotation, 0.25 mm voxel, and acquisition time of 8.9 seconds (Figure 5).



Figure 5 Cone beam tomography scanning (i-CAT 17-19).

The multislice computed tomography images were obtained using the Philips Mx8000 IDT 16 CT Scanner (Philips Medical System, Amsterdam, The Netherlands), with a scanning time of 5 seconds, 120 kV, 150 mA, lens collimation of 16×0.6 mm, thickness of 0.5 mm, and resolution of 0.4×0.4 mm (Figure 6). The parameter for mandible positioning was the basal plan of the mandible; mandibles were completely stabilized using a 50-mm Styrofoam plate to avoid movements during image acquisition.

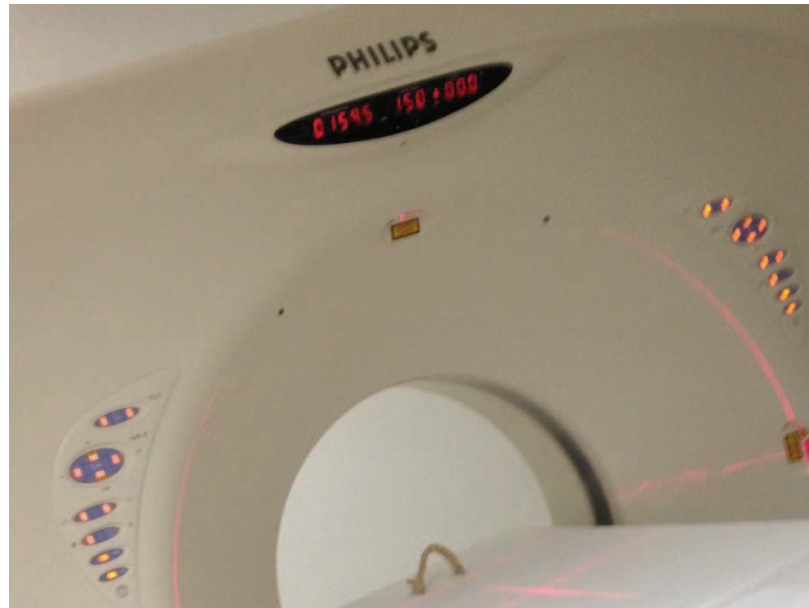


Figure 6 Multislice tomography scanning (Philips Mx8000 IDT 16 CT Scanner).

For control purposes, mandibles were sectioned after tomography image acquisition to allow gold-standard measurements (Figure 7). The cuts were performed close to the eight lines marked by the orthodontic floss, using a low-speed metallic saw (EXTEC Labcut 1010, Low Speed Diamond Saw, Emfield, CT, USA) with a 76×0.2 mm Buehler blade (11-10066, IsoMet Wafering Blades 15 HC, Metal Matrix Composite, PCBs, Bone, Ti, TSC, Lake Bluff, IL, USA) under constant irrigation and general rotation of 500 rpm (the limit of the machine), thus obtaining transversal fragments of the long axis of the base of the mandible.



Figure 7 Mandible being cut to obtain the fragments.

Later, the fragments were polished with a polishing device (EcoMet 3000 Grinder, Polisher, Lake Bluff, IL, USA) until reaching the exact position of the floss and the corresponding metallic marks (Figure 8), so that the measurement corresponded to the measurements obtained from the parasagittal plane tomography images.

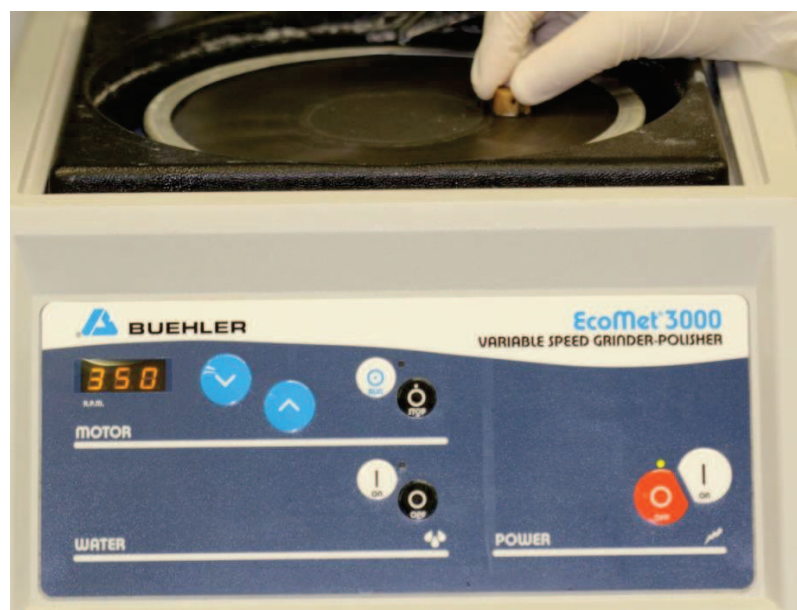


Figure 8 Fragment polishing using the EcoMet machine.

The required surface for direct measurement was reached exactly with the digital caliper (Figure 9) in the mandibles, after the cutting and polishing procedures; direct measurements were performed with the digital caliper ABSOLUTE (Mitutoyo Series 500-144, repeatability 0.01 mm, Suzano, SP, Brazil).



Figure 9 Measurement of the height of the mandible using a digital caliper.

The images generated by the CT scanners and imported by Imaging Studio® software (Anne Solutions, São Paulo, SP, Brazil) (Figure 10) and Implant Viewer® (Anne Solutions, São Paulo, SP, Brazil) (Figure 11) used the axial and the panoramic cuts to determine the reference arch for each of the mandibles.

For both software programs, the linear measurements used were obtained over the parasagittal images. Using the tools available in each software, the researchers performed linear measurements of height and width of the mandible, and distance from the alveolar ridge to the mandibular canal, in the posterior regions, and measurements of height and width of the mandible in the anterior regions.

The observers in this study were dental surgeons and specialists. The observers were calibrated for this study and performed the measurements three times, both using the software programs and the digital caliper, with an interval of one week between them; the fissures between the orthodontic floss were considered reference points for measurements performed using the software programs and the digital caliper. The measurements concerning the height of the mandible were made by positioning the cursor of the rule on the border of the mandible and extending the line in the lower region of the basis of the mandible. The measurements of mandible were made by locating the cursor rule from one side to the other—from the buccal face to the lingual face, or vice-versa. The distance from the alveolar ridge to the mandibular canal was measured at the uppermost cortical plane; the cursor rule was positioned on the most external border of the image and on the uppermost ridge between the orthodontic floss and the parasagittal plan.

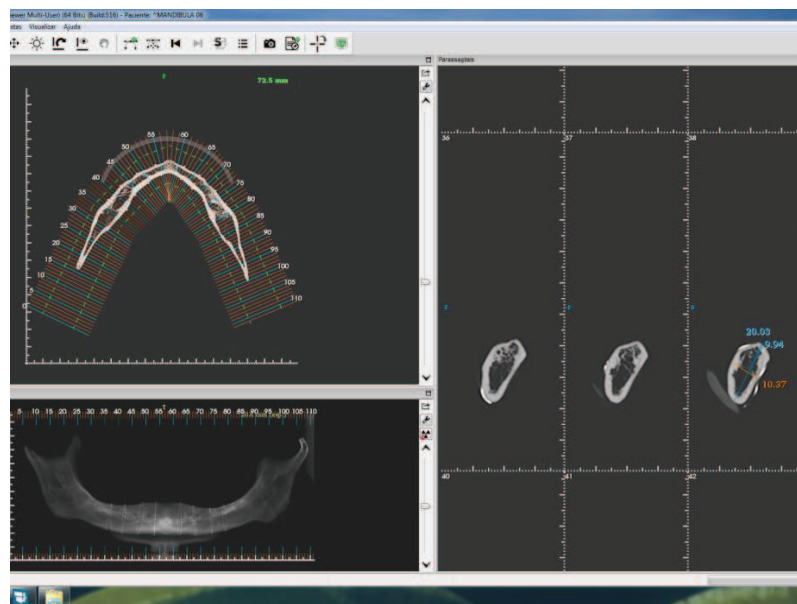


Figure 10 Imaging Studio® software showing cone beam computed tomography images of axial, panoramic, and parasagittal planes.

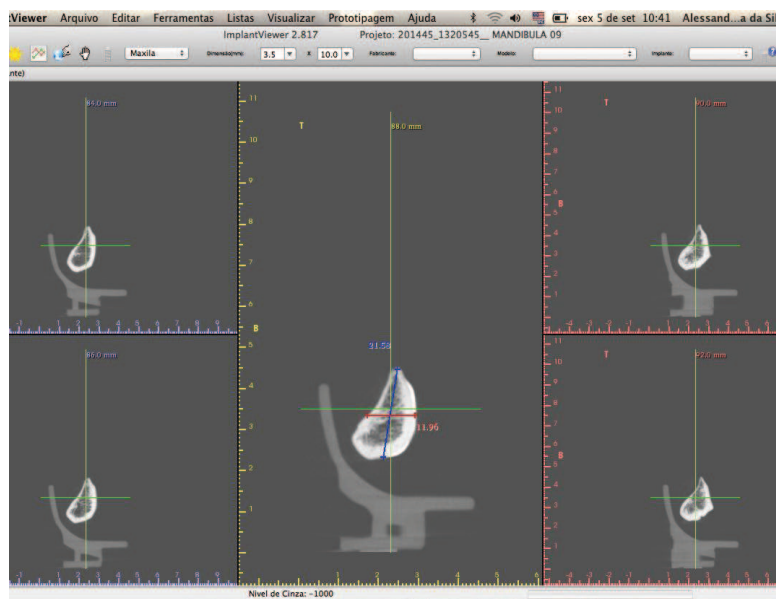


Figure 11 Implant Viewer® software showing images of the parasagittal plane obtained using the highlighted control acquisition parameters.

Statistical analysis

Statistical data were compiled in a table and submitted to statistical analysis using the IBM® SPSS® Statistics in Statistics Base software program. The intraclass correlation coefficient was used to calibrate the observers. Normal distribution of data was confirmed by the Shapiro–Wilk test and the homogeneity of variance was tested by Levene’s test. The Student’s t-test was used to compare measurements between types of tomography and to compare measurements using software and those obtained with a caliper. Analysis of variance (ANOVA) followed by post-hoc Dunnet’s test was used to compare measurements obtained in each type of tomography and the results produced with the analysis software, to the measurements obtained when measuring the anatomical parts directly.

Results

The measurements were performed by two calibrated examiners. The coefficient of

intraclass correlation was used to determine the error. The intraclass correlation coefficient was used to test the reproducibility of each measurement, compared to the real measurement, in order to verify the accuracy, as presented in Table 1.

Table 1 Intraclass correlation coefficient.

	Mandible height		Mandible width		Distance from the alveolar ridge to the mandibular canal	
	(MH)		(MW)		(AC)	
	ICC	P value	ICC	P value	ICC	P value
CBCT, Imaging Studio	0.992	4.129 e-74	0.941	2.116 e-39	0.953	2.679 e-22
CBCT, Implant Viewer	0.981	5.927 e-59	0.883	4.931 e-28	0.959	2.370 e-23
MSCT, Imaging Studio	0.985	6.461 e-63	0.828	6.836 e-22	0.956	9.552 e-23
MSCT, Implant Viewer	0.985	1.819 e-63	0.918	7.964 e-34	0.968	1.943 e-25

According to Fleiss (1971), an intraclass correlation coefficient above 0.8 is an indication of excellent reproducibility.

For control purposes (gold standard), measurements taken with the digital caliper were considered the real value and were compared to the measurements obtained with the cone beam or multislice computed tomography, and also to the analysis software used, either Imaging Implant Studio® or Implant Viewer®. All measurements are described in millimeters (mm).

Comparison between cone beam computed tomography and caliper

The measurements obtained by cone beam computed tomography (n = 40) (Table 2) were compared with the measurements obtained with a digital caliper (n = 20) (Table 3) using the Student's t test.

Table 2 Comparison between cone beam computed tomography and control measurements.

		Mean	Standard deviation
MH	Digital caliper	20.4385	2.96648
	Cone beam computed tomography	20.5080	2.92591
	Total	20.4848	2.91444
MW	Digital caliper	10.9840	1.66418
	Cone beam computed tomography	10.9513	1.50478
	Total	10.9622	1.54561
AC	Digital caliper	8.6500	2.66112
	Cone beam computed tomography	8.5500	2.41735
	Total	8.5833	2.47901

The homogeneity of variance among the three groups was tested by Levene's test. The Student's t-test compared the means of the measurements performed by cone beam computed tomography. Compared with the measurements obtained by the digital caliper, the lowest difference was observed for the mandibular width (MW) measurements (0.033.).

Table 18 Levene's test and Student's t-test of the measurements obtained by cone beam computed tomography.

	Levene's test				Student's t-test	
	F	P value	T	Df	P value (bilateral)	Mean difference
MH	0.000	0.987	-0.086	58	0.931	-0.06950
MW	0.021	0.886	0.077	58	0.939	0.03275
AC	0.274	0.603	0.146	58	0.884	0.10000

Comparison between multislice computed tomography and caliper

The same groups were replicated for the images generated by multislice computed tomography (Table 4) and were compared with control measurements obtained with a digital caliper (Table 5).

Table 4 Comparison between multislice computed tomography and control measurements.

		Mean	Standard deviation
MH	Digital caliper	20.4385	2.96648
	Multislice computed tomography	20.4883	2.90707
	Total	20.4717	2.90185
MW	Digital caliper	10.9840	1.66418
	Multislice computed tomography	10.9588	1.39447
	Total	10.9672	1.47560
AC	Digital caliper	8.6500	2.66112
	Multislice computed tomography	8.4250	2.63008
	Total	8.5000	2.62000

As observed for the cone beam computed tomography, the homogeneity of variance was also observed for multislice computed tomography when compared to control measurements. The Student's t-test compared the measurements taken from images obtained by multislice computed tomography, and the differences were not significant. The smallest difference was observed for the mandibular width (MW) measurements.

Table 5 Levene's test and Student's t-test of the measurements obtained by multislice computed tomography and control measurements.

	Levene's test		Student's t-test			
	F	p value	T	Df	P value (bilateral)	Mean difference
MH	0.002	0.961	-0.062	58	0.951	-0.04975
MW	0.059	0.810	0.062	58	0.951	0.02525
AC	0.077	0.783	0.311	58	0.757	0.22500

Comparison between multislice and cone beam computed tomography

The two types of computed tomography were also compared (Table 6), but the Student's t-test showed no significant differences (Table 7).

Table 6 Comparison between measurements obtained by multislice and cone beam computed tomography.

		Mean	Standard deviation
MH	Cone beam computed tomography	20.5080	2.92591
	Multislice computed tomography	20.4883	2.90707
	Total	20.4981	2.89800
MW	Cone beam computed tomography	10.9513	1.50478
	Multislice computed tomography	10.9588	1.39447
	Total	10.9550	1.44147
AC	Cone beam computed tomography	8.5500	2.41735
	Multislice computed tomography	8.4250	2.63008
	Total	8.4875	2.51070

Considering the comparison between the two types of CT, and taking into account the measurements obtained with the digital calipers, which can be treated as the real value, the results point to a strong correlation between the two types of CT (Figure 17).

Table 7 Levene's test and Student's t-test of the measurements obtained by multislice and cone beam computed tomography.

	Levene's Test		Student's t-test			
	F	p value	t	df	p value (bilateral)	Mean difference
MH	0.002	0.969	0.030	78	0.976	0.01975
MW	0.278	0.600	-0.023	78	0.982	-0.00750
AC	1.039	0.311	0.221	78	0.825	0.12500

Comparison between Imaging Studio software and digital caliper

Regarding the types of software, measurements obtained in Imaging Studio (Table 8) and Implant Viewer (Table 10) were also compared to each other and to the control measurements using the Student's t-test.

Table 8 Comparison between measurements obtained with Imaging Studio and the digital caliper.

		Mean	Standard deviation
MH	Digital caliper	20.4385	2.96648
	Imaging Studio	20.4588	2.91633
	Total	20.4520	2.90790
MW	Digital caliper	10.9840	1.66418
	Imaging Studio	10.9170	1.39551
	Total	10.9393	1.47655
AC	Digital caliper	8.6500	2.66112
	Imaging Studio	8.7000	2.55403
	Total	8.6833	2.56767

There were no significant differences between the measurements obtained with Image Studio and the digital caliper. The smallest difference was observed for the mandibular height (MH) measurements.

Table 9 Levene's test and Student's t-test of the measurements obtained with Imaging Studio and the digital caliper.

	Levene's test		Student's t-test			
	F	P value	T	Df	P value (bilateral)	Mean difference
MH	0.001	0.974	-0.025	58	0.980	-0.02025
MW	0.104	0.748	0.164	58	0.870	0.06700
AC	0.019	0.890	-0.071	58	0.944	-0.05000

Comparison between Implant Viewer and the digital caliper

The measurements obtained with the Implant Viewer software (Table 10) were compared with the measurements obtained with the digital caliper using the Student's t-test.

Table 10 Comparison between measurements obtained with Implant Viewer and the digital caliper.

		Mean	Standard deviation
MH	Digital caliper	20.4385	2.96648
	Implant Viewer	20.5375	2.91617
	Total	20.5045	2.90817
MW	Digital caliper	10.9840	1.66418
	Implant Viewer	10.9930	1.50285
	Total	10.9900	1.54429
AC	Digital caliper	8.6500	2.66112
	Implant Viewer	8.2750	2.48057
	Total	8.4000	2.52580

There were no significant differences between the measurements obtained with Implant Viewer and the digital caliper, as tested by the Student's t-test. The smallest difference was observed for the mandibular width (MW) measurements.

Table 11 Levene's test and Student's t-test of the measurements obtained with Implant Viewer and the digital caliper.

	Levene's test		Student's t-test			
	F	P value	T	Df	P value (bilateral)	Mean difference
MH	0.001	0.978	-0.123	58	0.902	-0.09900
MW	0.051	0.823	-0.021	58	0.983	-0.00900
AC	0.040	0.843	0.539	58	0.592	0.37500

Comparison between Implant Viewer and Imaging Studio

In addition, the software packages were also compared with each other (Table 12) concerning the measurements obtained, using the Student's t-test.

Table 12 Comparison between measurements obtained with Implant Viewer and Imaging Studio.

		Mean	Standard deviation
MH	Imaging Studio	20.4588	2.91633
	Implant Viewer	20.5375	2.91617
	Total	20.4981	2.89800
MW	Imaging Studio	10.9170	1.39551
	Implant Viewer	10.9930	1.50285
	Total	10.9550	1.44147
AC	Imaging Studio	8.7000	2.55403
	Implant Viewer	8.2750	2.48057
	Total	8.4875	2.51070

The Student's t-test did not show any significant difference between the measurements performed with the two types of software, with mandibular width (MW) measurements showing the least difference.

Table 13 Levene's test and Student's t-test of the measurements obtained with Imaging Studio and Implant Viewer.

	Levene's test		Student's t-test			
	F	P value	T	Df	P value (bilateral)	Mean difference
MH	0.000	0.995	-0.121	78	0.904	-0.07875
MW	0.565	0.455	-0.234	78	0.815	-0.07600
AC	0.004	0.948	0.755	78	0.453	0.42500

Comparative analysis between groups

The measurements were divided into five groups, separated by type of computed tomography used and the type of software, and the measurements performed with the digital caliper were used as control. Multiple comparisons were performed using ANOVA followed by post-hoc Dunnett's test to determine the convergence between measurement and control.

Table 14 Comparison between measurements obtained with the two types of computed tomography and the two types of software.

		Mean	Standard deviation
MH	Digital caliper	20.4385	2.96648
	Cone beam computed tomography/Imaging Studio	20.4665	2.97935
	Multislice computed tomography/Imaging Studio	20.4510	2.92932
	Cone beam computed tomography/Implant Viewer	20.5495	2.94829
	Multislice computed tomography/Implant Viewer	20.5255	2.96024
	Total	20.4862	2.89676
MW	Digital caliper	10.9840	1.66418
	Cone beam computed tomography/Imaging Studio	10.9575	1.50960
	Multislice computed tomography/Imaging Studio	10.8765	1.30960
	Cone beam computed tomography/Implant Viewer	10.9450	1.53914
	Multislice computed tomography/Implant Viewer	11.0410	1.50405
	Total	10.9608	1.47977
AC	Digital caliper	8.6500	2.66112
	Cone beam computed tomography/Imaging Studio	8.7500	2.55209
	Multislice computed tomography/Imaging Studio	8.6500	2.62127
	Cone beam computed tomography/Implant Viewer	8.3500	2.32322
	Multislice computed tomography/Implant Viewer	8.2000	2.68720
	Total	8.5200	2.52854

Levene's test (Table 15) was used to verify the homogeneity of variance between the groups.

Table 15 Levene's test for segmented measurements in groups organized by type of computed tomography and type of software.

	Levene's test	df1	df2	p value
MH	0.001	4	95	1.000
MW	0.197	4	95	0.939
AC	0.311	4	95	0.870

ANOVA was performed (Table 16) to test for possible differences between each group, considering the type of computed tomography and the type of software used for the measurements.

Table 16 Analysis of variance between the groups measured, considering the type of computed tomography and the type of software.

		Sum of squares	Df	Mean squares	F	P value
MH	Between groups	0.189	4	0.047	0.005	1.000
	In the groups	830.543	95	8.743		
	Total	830.733	99			
MW	Between groups	0.287	4	0.072	0.031	0.998
	In the groups	216.497	95	2.279		
	Total	216.784	99			
AC	Between groups	4.360	4	1.090	0.165	0.956
	In the groups	628.600	95	6.617		
	Total	632.960	99			

The ANOVA test showed no significant difference between the groups; mandibular height (MH) was the variable with the measurements more closely resembling each other.

Dunnett's test was used (Table 17) to verify the accuracy of measurements by type of computed tomography and type of software used when compared to control measurements performed with the digital caliper (considered the real value).

Table 17 Dunnett's test comparing the groups.

Dependent variable		Mean difference	P value
MH	Cone beam computed tomography/Imaging Studio	0.02800	1.000
	Multislice computed tomography/Imaging Studio	0.01250 *	1.000
	Cone beam computed tomography/Implant Viewer	0.11100	1.000
	Multislice computed tomography/Implant Viewer	0.08700	1.000
MW	Cone beam computed tomography/Imaging Studio	-0.02650 *	1.000
	Multislice computed tomography/Imaging Studio	-0.10750	0.998
	Cone beam computed tomography/Implant Viewer	-0.03900	1.000
	Multislice computed tomography/Implant Viewer	0.05700	1.000
AC	Cone beam computed tomography/Imaging Studio	0.10000	1.000
	Multislice computed tomography/Imaging Studio	0.00000 *	1.000
	Cone beam computed tomography/Implant Viewer	-0.30000	0.988
	Multislice computed tomography/Implant Viewer	-0.45000	0.950

Dunnett's test showed that only three groups did not resemble the considered real value, even though accuracy was high. It should be highlighted that the closest measurements were observed for: multislice computed tomography using the Image Studio software for the variable mandibular height; cone beam computed tomography using Image Studio software for mandibular width; and multislice computed tomography using Image Studio software for the distance from the alveolar ridge to the mandibular canal.

Discussion

Multislice and cone beam computed tomography

The results of this study indicate a slightly better performance of multislice computed tomography with respect to cone beam computed tomography, which can be linked to the fact that cone beam computed tomography produces images with more

artifacts and with lower contrast, as described by Soumalainen et al.²⁵

Computed tomography has become one of the main techniques used to provide cross-sectional images necessary for diagnosis and for planning in Implantology.^{1,2,22} This led to concerns about the accuracy of these imaging methods in linear measurements.

The current study confirms the previously published results by several authors,^{3,23} who suggested cone beam computed tomography as the best complementary exam for implant planning for providing cross-sectional images of the selected region and accurate diagnosis of important anatomical structures. Scarfe et al.²⁴ stated that cone beam and multislice computed tomography are suitable for craniofacial imaging. These techniques offer sharp images of high contrast structures and are extremely useful for the assessment of bones. When comparing the accuracy of linear measurements obtained with cone beam and multislice computed tomography,²⁵ the conclusion was that cone beam computed tomography is a reliable tool for planning pre-prosthetic surgery as much as multislice computed tomography. The work reported by the authors leads to the conclusion that the considerable reduction in radiation dose employed in multislice computed tomography does not cause a significant decrease in the accuracy of linear measurements. In this study, the linear measurements performed were highly accurate.

In our study, the positioning of the mandibles to be scanned by cone beam computed tomography could be a matter of discussion, but such discussion is worthless as the mandibles were fully stabilized so as not to move during image acquisition, thus eliminating any possibility of alterations due to erroneous positioning, as described by El-Beialy et al.²⁶; these authors tested accuracy and reliability, emphasizing the orientation of the head, which, according to the conclusions reached, is clinically important due to the positioning and movement of the patient during the scan. If the head of the patient is stable during the procedure, the spatial position of the head in the focus point of the cone beam

computed tomography procedure will not affect the outcome of the exam. However, when the patient moves unexpectedly, as often happens with children, even for a short period of time, the authors suggest using the frontal support as the only form of positioning during the exam. As such, the authors concluded that the accuracy and reliability of measurements performed by cone beam computed tomography are not affected by changes in cranial orientation. There was no difference in the measurements of the skull in different orientations.

In the scientific literature, there are several studies focusing on assessing the accuracy of measurements performed using images obtained through X-rays and computed tomography scans. However, most of the work shows results based on a small sample. Furthermore, the studies reported only test the posterior region of the human mandible. Hence, this study aimed to compare the reliability of linear mediated obtained by cone beam and multislice computed tomography when compared with measurements carried out directly on the bone segments in the anterior and posterior regions of dried human mandibles. The results obtained by these two tomographic techniques were also compared.

Loubele et al.¹⁹ found a difference between the thickness of bone segments obtained by multislice and cone beam computed tomography; however, this difference of the order of 0.05 to 1.2 mm was not significant, which is in agreement with the results reported in this study.

From the data obtained in this study, it is clear that computed cone beam and multislice computed tomography are reliable tools for surgical planning of dental implants, and there were no significant differences between these CT images, or on the software used, concerning the measurements of the marked areas of mandibular width, mandibular height and distance from the alveolar ridge to the mandibular canal.

Imaging Studio® and Implant Viewer® Software

This study focused on two different types of scans, using two different software programs; therefore, the variables that were assessed could affect the quality of the anatomical structures displayed by the computed tomography images. The accuracy and reliability of measurements performed in imaging exams should be the most reliable possible to allow the conduction of studies in different areas of dentistry.

In the scientific literature, there are many studies assessing the accuracy of linear measurements in computed tomography scans using different software. Computed tomography certainly proved to be a useful tool in all areas of dentistry for the purpose of diagnosis and planning surgical treatments. The benefits are numerous when compared to conventional radiographs.^{1,2,27,28}

In this study, high levels of precision in both tomographic methods were tested by two examiners, as reflected by the intraclass correlation coefficient (Table 1). The level of intrarater agreement for the measurements was greater than that reported by Kamburoglu,²⁹ which was 0.86 to 0.97.

Regarding the intraclass correlation, the agreement was excellent for long measurements (MH) and moderate for shorter measurements (MW, AC), when using the software measurement tool. However, the value of the intraclass correlation was high, reflecting the accuracy of measurements, even for shorter distances, which suggests high reproducibility of the method used.

Measurements performed in posterior regions, marked in this study, were more difficult to measure accurately. This is the greatest challenge for the surgical planning of implants, as there is a risk of lesion associated with the inferior alveolar nerve.³⁰

The images acquired by cone beam computed tomography were as accurate as the images acquired by multislice computed tomography. Importantly, despite the higher dose

of radiation used in multislice computed tomography, the absolute value was much lower than what is recommended by the NCPR (National Council of Protection Radiologic);³¹ and even if the radiation doses used in the two methods are different, they are negligible compared to the recommended dose.

By comparing the accuracy of cone beam and multislice computed tomography for linear measurements, Loubele³² concluded that there is no significant difference between the actual measurement, the radiographic measurement, and measurements using CT, thus confirming that CT is a reliable tool for the planning of dental implants.

This study emphasizes the fact that the accuracy of linear measurements using cone beam or multislice computed tomography scans, assessed by different examiners and using different software tools for diagnostic analysis and surgical planning, is not only comparable to the measurements performed in dry mandibles, but also that there are no significant differences between the variables tested.

Among the parameters assessed with the help of the two types of software used, which allow the generation and interpretation of computed tomography reports, as well as the surgical planning of dental implants, there were no significant differences detected from one software to the other.

The need to study different software programs has also been reported in 2009, when Kamburoğlu et al.²⁹ investigated the location of the canal and the estimated distances around the canal using cone beam computed tomography in cadaverous mandibles. According to the authors, the observer performance, the selection of reference points, the sensitivity of the mouse and software constraints are important factors when measuring the distances. Some authors^{9,33-35} have stressed the need for studies focused on the impact of factors responsible for the lack of accuracy of the alveolar bone measurements using cone beam computed tomography, such as software, presence or

absence of soft tissues, and voxel size.

There are several references in the literature^{15,35-41} using image analysis software as variable impacting on accuracy or precision; however, all studies examining cone beam computed tomography make use of software as a tool to analyze the images. If authors decide to always report the software used, in particular the version and configuration, this would favor the implementation of standards for certain studies and clinical applications with improved results, as the images generated in most cone beam computed tomography scans are in DICOM format and can be analyzed by a variety of software commercially available. This becomes even more intricate when authors³⁶ compare software and use the commercial name of the scanner as one of the variables, which can compromise the discussion and knowledge generation on this topic.

The results obtained can be compared to the ones reported in the study of Maloney et al.,³⁶ who analyzed the SimPlant implant planning software (Simplant 3D Pro, Materialize, Leuven, Belgium). In agreement with our results, the authors state that both the i-Cat software and the SimPlant can be used for planning implant surgeries.

The numerous properties and advantages of using image analysis and planning software for rehabilitation are described in the literature,⁴² but larger studies comparing software programs and their tools are required, especially in extreme and specific cases, such as patients with macerated mandibles.

Most software that can be employed for the analysis of cone beam computed tomography can also be used with multislice computed tomography. There is a range of possible alterations when acquiring the images, as well as during image processing,⁴³ and the fact that these alterations can be potentiated further stresses the need for studies comparing cone beam computed tomography with other exams.

With regard to the high inter- and intrarater reproducibility achieved, our results

are similar to most studies in the literature, which show that images from cone beam computed tomography, multislice computed tomography, and different software packages studied lead to high reproducibility of results, both inter- and intra-examiner.

In light of these results, it is important to accredit both types of tomography used and the two software programs employed in this study for diagnosis and planning of dental implants. There is a need for new studies that should take into account the alterations introduced when applying filters and when using other types of manipulation software, as well as studies focusing on other exams for maxilla and mandible assessment, which possess specific characteristics.

Conclusion

The reproducibility of the data has proven reliable for both cone beam and multislice computed tomography, regarding the use of the software programs Imaging Studio and Implant Viewer.

It should be noted that there were no statistically significant differences in the variances of the group of linear measurements between the types of CT and software, however the imaging studio had a higher precision compared to the implant viewer on both of scans.

References

1. Frederiksen NL. Diagnostic imaging in dental implantology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995; 80:540–554.
2. Parnia F, Fard EM, Mahboub F, Hafezeqoran A, Gavgani FE. Tomographic volume evaluation of submandibular fossa in patients requiring dental implants. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 109:e32–36.
3. Tyndall DA, Brooks SL. Selection criteria for dental implant site imaging: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000; 89:630–637.
4. Moura PM, Lima LV, Faria MDB, Gutflen B. Rapid maxillary expansion: evaluation of two methods of 3D reconstruction by means of a laboratorial model. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial* 2009; 14:90–93.
5. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129:721.e7–12.
6. Garcia B, Penarrocha M, Martí E, Martínez JM, Gay-Escoda C. Periapical surgery in maxillary premolars and molars: analysis in terms of the distance between the lesion and the maxillary sinus. *J Oral Maxillofac Surg* 2008; 66:1212–1217.
7. Selden HS. Endo-Antral syndrome and various endodontic complications. *J Endod*. 1999; 25: 389–393.
8. Obayashi N, Arijji Y, Goto M, Izumi M, Naitoh M, Kurita K, et al. Spread of odontogenic infection originating in the maxillary teeth: computerized tomographic assessment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004; 98:223–231.
9. Dreiseidler T, Tandon D, Kreppel M, Neugebauer J, Mischkowski RA, Zinser MJ, et al. CBCT device dependency on the transfer accuracy from computer-aided *implantology* procedures. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23:1089–1097.
10. Tejaswi KB, Hari Periya EA. Virtopsy (virtual autopsy): A new phase in forensic investigation. *J Forensic Dent Sci* 2013; 5:146–148.

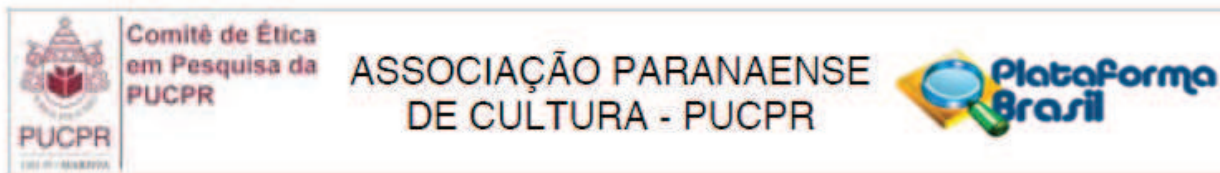
11. Short LJ, Khambay B, Ayoub A, Erolin C, Rynn C, Wilkinson C. Validation of a computer modelled forensic facial reconstruction technique using CT data from live subjects: a pilot study. *Forensic Sci Int* 2014; 237:147.e1–8.
12. Casselman JW, Gieraerts K, Volders D, Delanote J, Mermuys K, De Foer B, et al. Cone beam CT: non-dental applications. *JBR-BTR* 2013; 96:333–353.
13. Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35:410–416.
14. 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; 16:349–354.
15. Lund H, Gröndahl K, Gröndahl HG. Accuracy and precision of linear measurements in cone beam computed tomography Accutomo tomograms obtained with different reconstruction techniques. *Dentomaxillofac Radiol* 2009; 38:379–386.
16. Primo BT, Presotto AC, de Oliveira HW, Gassen HT, Miguens SA, Silva AN, et al. Accuracy assessment of prototypes produced using multi-slice and cone-beam computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2012; 41:1291–1295.
17. 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; 23:1071–1076.
18. 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; 19:228–231.
19. 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; 102:225–234.
20. Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LJ, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103:534–542.

21. Baumgaertel S, Palomo JM, Palomo L, Hans MG. Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136:19–25; discussion 25–28.
22. Naitoh M, Aimiya H, Hirukawa A, Arijji E. Morphometric analysis of mandibular trabecular bone using cone beam computed tomography: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25:1093–1098.
23. Lee SY, Morgano SM. A diagnostic stent for endosseous implants to improve conventional tomographic radiographs. *J Prosthet Dent* 1994; 71:482–485.
24. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 2006; 72:75–80.
25. Suomalainen A, Kiljunen T, Kaser Y, Peltola J, Kortetniemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol* 2009; 38:367–378.
26. 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; 140:157–165.
27. Howe RB. First molar radicular bone near the maxillary sinus: a comparison of CBCT analysis and gross anatomic dissection for small bony measurement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 108:264–269.
28. Sherrard JF, Rossouw PE, Benson BW, Carrillo R, Buschang PH. Accuracy and reliability of tooth and root lengths measured on cone-beam computed tomographs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137(4 Supp):S100–S108.
29. 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; 107(2):e34–42.
30. Givol N, Peleg O, Yarom N, Blinder D, Lazarovici TS. Inferior alveolar neurosensory deficiency associated with placement of dental implants. *J Periodontol* 2013; 84:495–501.

31. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35:219–226.
32. Loubele M, Van Assche N, Carpentier K, Maes F, Jacobs R, van Steenberghe D, et al. Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 105:512–518.
33. Rubio Serrano M, Albalat Estela S, Penarrocha Diago M. Software applied to oral implantology: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2008; 13:E661–E665.
34. Periago DR, Scarfe WC, Moshiri M, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod* 2008; 78:387–395.
35. Wood PW, Choy JB, Nanda NC, Becher H. Left ventricular ejection fraction and volumes: it depends on the imaging method. *Echocardiography* 2014; 31:87–100.
36. 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; 69:1923–1929.
37. Oz U, Orhan K, Abe N. Comparison of linear and angular measurements using two-dimensional conventional methods and three-dimensional cone beam CT images reconstructed from a volumetric rendering program in vivo. *Dentomaxillofac Radiol* 2011; 40:492–500.
38. Gerlach NL, Ghaeminia H, Bronkhorst EM, Berge SJ, Meijer GJ, Maal TJ. Accuracy of assessing the mandibular canal on cone-beam computed tomography: a validation study. *J Oral Maxillofac Surg* 2014; 72:666–671.
39. Santos O, Jr., Pinheiro LR, Umetsubo OS, Sales MA, Cavalcanti MG. Assessment of open source software for CBCT in detecting additional mental foramina. *Braz Oral Res* 2013; 27:128–135.
40. 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; 28:1347–1351.

41. 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; 42:20120178.
42. Worthington P, Rubenstein J, Hatcher DC. The role of cone-beam computed tomography in the planning and placement of implants. *J Am Dent Assoc* 2010; 141:19S–24S.
43. Whymys 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; 115:682–691.

Anexos A - Parecer de comitê de ética



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Comparação entre medidas de quantidade óssea do rebordo alveolar de mandíbulas maceradas obtidas em tomografia multislice e de feixe cônico.

Pesquisador: Alessandro Augusto Lopes Santana da Silva

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 30437314.2.0000.0020

Instituição Proponente: ASSOCIACAO PARANAENSE DE CULTURA - APC

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 679.794

Data da Relatoria: 04/06/2014

Apresentação do Projeto:

A pesquisa avaliará a acurácia na quantidade óssea para implantes em imagens tomográficas obtidas através da tomografia computadorizada feixe cônico e a multislice. Nas imagens tomográficas de feixe cônico das mandíbulas a aquisição terão como protocolo (voxel 0,25mm e tempo de aquisição de 8,9segundos)e as imagens tomográficas multislice terão o protocolo de aquisição(5s, 120 kV, 150 mAs, colimação 16x0,6 mm,espessura 0,5 mm, resolução 0,4x0,4x0,4 mm).Serão realizadas medidas lineares nas regiões de maior extremidade em altura e largura,exatamente sobre os cortes parassagittais coincidentes na imagem tomográfica com aqueles previamente estabelecidos com as demarcações. Sobre as demarcações serão obtidos os dados das mensurações das mandíbulas 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 sobre imagens a partir de tomógrafos de feixe cônico e multislice, além de analisar as mensurações realizadas por dois examinadores cirurgiões-dentistas (especialista em radiologia e especialista

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155

Bairro: Prado Velho

CEP: 80.215-901

UF: PR

Município: CURITIBA

Telefone: (41)3271-2292

Fax: (41)3271-2292

E-mail: nep@pucpr.br



Comitê de Ética
em Pesquisa da
PUCPR

ASSOCIAÇÃO PARANAENSE
DE CULTURA - PUCPR



Continuação do Parecer: 679.794

em implantodontia) nos softwares gerador de imagem e laudos tomográficos (Imaging Studio®) e software para planejamento de implantodontia (Implant Viewer®).

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos e benefícios apresentados estão de acordo com a resolução 466/12

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A metodologia e objetivos apresentados estão de acordo com a resolução 466/12.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Termos adequados e aprovados.

Recomendações:

Sem recomendações

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovado

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Lembramos aos senhores pesquisadores que, no cumprimento da Resolução 466/12, o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) deverá receber relatórios anuais sobre o andamento do estudo, bem como a qualquer tempo e a critério do pesquisador nos casos de relevância, além do envio dos relatos de eventos adversos, para conhecimento deste Comitê. Salientamos ainda, a necessidade de relatório completo ao final do estudo. Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEPPUCPR de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificado e as suas justificativas. Se a pesquisa, ou parte dela for realizada em outras instituições, cabe ao pesquisador não iniciá-la antes de receber a autorização formal para a sua realização. O documento que autoriza o início da pesquisa deve ser carimbado e assinado pelo responsável da instituição e deve ser mantido em poder do pesquisador responsável, podendo ser requerido por este CEP em qualquer tempo.

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155

Bairro: Prado Velho

CEP: 80.215-901

UF: PR

Município: CURITIBA

Telefone: (41)3271-2292

Fax: (41)3271-2292

E-mail: nep@pucpr.br



Comitê de Ética
em Pesquisa da
PUCPR

ASSOCIAÇÃO PARANAENSE DE CULTURA - PUCPR



Continuação do Parecer: 079.764

CURITIBA, 09 de Junho de 2014

Assinado por:
NAIM AKEL FILHO
(Coordenador)

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
Bairro: Prado Velho CEP: 80.215-901
UF: PR Município: CURITIBA
Telefone: (41)3271-2092 Fax: (41)3271-2092 E-mail: nep@pucpr.br

Página 03 de 03

Anexos B – Declaração de cooperação técnica



Universidade de São Paulo
Faculdade de
Odontologia

DECLARAÇÃO DE COOPERAÇÃO TÉCNICA

Declaramos para fins de comprovação junto ao Programa de Pós Graduação e Comissão de Ética em Pesquisa vinculados ao aluno ALESSANDRO AUGUSTO LOPES SANTANA DA SILVA sob orientação do Prof. Dr. Fernando Henrique Westphalen, que:

- o presente termo de Cooperação Técnica com compartilhamento da amostra da FOUSP se refere exclusivamente ao desenvolvimento da Pesquisa “Comparação entre medidas de quantidade óssea do rebordo alveolar de mandíbulas maceradas obtidas em Tomografia Multislice e Feixe Cônico”
- o material compartilhado para a pesquisa citada faz parte da amostra da Tese de Doutorado de JORGE DE SÁ BARBOSA sob 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 (aprovado pelo Parecer CEP-FOUSP 57481 de 17/7/2012 – CAAE 0381792.9.0000.0075)
- assinam o presente termo de Cooperação Técnica o autor da Tese desenvolvida no Programa de Pós Graduação em Odontologia (Diagnóstico Bucal) da FOUSP, JORGE DE SÁ BARBOSA e seu orientador, Prof. Dr. Claudio Costa.

São Paulo, 7 de Maio de 2014.


JORGE DE SÁ BARBOSA
N.USP 7505882


CLAUDIO COSTA
N.USP 60512

Anexos C - Análise estatística

Descritivas									
		N	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão	Intervalo de confiança de 95% para média		Mínimo	Máximo
						Limite inferior	Limite superior		
.. AM	Paquímetro Digital	20	20,4385	2,96648	,66332	19,0501	21,8269	15,30	25,25
	T. Feixe Cônico	40	20,5080	2,92591	,46263	19,5722	21,4438	14,99	25,37
	Total	60	20,4848	2,91444	,37625	19,7320	21,2377	14,99	25,37
.. LM	Paquímetro Digital	20	10,9840	1,66418	,37212	10,2051	11,7629	7,38	13,74
	T. Feixe Cônico	40	10,9513	1,50478	,23793	10,4700	11,4325	7,48	13,68
	Total	60	10,9622	1,54561	,19954	10,5629	11,3614	7,38	13,74
.. RC	Paquímetro Digital	20	8,6500	2,66112	,59505	7,4046	9,8954	4,00	13,00
	T. Feixe Cônico	40	8,5500	2,41735	,38222	7,7769	9,3231	4,00	13,00
	Total	60	8,5833	2,47901	,32004	7,9429	9,2237	4,00	13,00

Teste de Homogeneidade de Variâncias				
	Estadística de Levene	gl1	gl2	Valor p
AM	,000	1	58	,987
LM	,021	1	58	,886
RC	,274	1	58	,603

Teste de amostras independentes										
Teste de Levene para igualdade de variâncias				teste-t para Igualdade de Médias						
		F	Valor p	t	gl	Valor p (bilateral)	Diferença média	Erro padrão da diferença	95% Intervalo de Confiança da Diferença	
									Inferior	Superior
AM	Variâncias iguais assumidas	,000	,987	-,086	58	,931	-,06950	,80495	-1,68078	1,54178
	Variâncias iguais não assumidas			-,086	37,641	,932	-,06950	,80872	-1,70718	1,56818
LM	Variâncias iguais assumidas	,021	,886	,077	58	,939	,03275	,42689	-,82177	,88727
	Variâncias iguais não assumidas			,074	34,871	,941	,03275	,44168	-,86404	,92954
RC	Variâncias iguais assumidas	,274	,603	,146	58	,884	,10000	,68461	-1,27039	1,47039
	Variâncias iguais não assumidas			,141	35,009	,888	,10000	,70723	-1,33573	1,53573

Descritivas									
		N	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão	Intervalo de confiança de 95% para média		Mínimo	Máximo
						Limite inferior	Limite superior		
AM	Paquímetro Digital	20	20,4385	2,96648	,66332	19,0501	21,8269	15,30	25,25
	T. Multislice	40	20,4883	2,90707	,45965	19,5585	21,4180	15,06	25,38
	Total	60	20,4717	2,90185	,37463	19,7220	21,2213	15,06	25,38
LM	Paquímetro Digital	20	10,9840	1,66418	,37212	10,2051	11,7629	7,38	13,74
	T. Multislice	40	10,9588	1,39447	,22049	10,5128	11,4047	7,72	13,67
	Total	60	10,9672	1,47560	,19050	10,5860	11,3484	7,38	13,74
RC	Paquímetro Digital	20	8,6500	2,66112	,59505	7,4046	9,8954	4,00	13,00
	T. Multislice	40	8,4250	2,63008	,41585	7,5839	9,2661	4,00	13,00
	Total	60	8,5000	2,62000	,33824	7,8232	9,1768	4,00	13,00

Teste de Homogeneidade de Variâncias				
	Estatística de Levene	gl1	gl2	Valor p
AM	,002	1	58	,961
LM	,059	1	58	,810
RC	,077	1	58	,783

Teste de amostras independentes										
Teste de Levene para igualdade de variâncias				teste-t para Igualdade de Médias						
		F	Valor p	t	gl	Valor p (bilateral)	Diferença média	Erro padrão da diferença	95% Intervalo de Confiança da Diferença	
									Inferior	Superior
AM	Variâncias iguais assumidas	,002	,961	-,062	58	,951	-,04975	,80150	-1,65412	1,55462
	Variâncias iguais não assumidas			-,062	37,424	,951	-,04975	,80702	-1,68430	1,58480
LM	Variâncias iguais assumidas	,059	,810	,062	58	,951	,02525	,40757	-,79058	,84108
	Variâncias iguais não assumidas			,058	32,718	,954	,02525	,43254	-,85504	,90554
RC	Variâncias iguais assumidas	,077	,783	,311	58	,757	,22500	,72307	-1,22239	1,67239
	Variâncias iguais não assumidas			,310	37,709	,758	,22500	,72596	-1,24499	1,69499

		N	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão	Intervalo de confiança de 95% para média		Mínimo	Máximo
						Limite inferior	Limite superior		
AM	T. Feixe Cônico	40	20,5080	2,92591	,46263	19,5722	21,4438	14,99	25,37
	T. Multislice	40	20,4883	2,90707	,45965	19,5585	21,4180	15,06	25,38
	Total	80	20,4981	2,89800	,32401	19,8532	21,1430	14,99	25,38
LM	T. Feixe Cônico	40	10,9513	1,50478	,23793	10,4700	11,4325	7,48	13,68
	T. Multislice	40	10,9588	1,39447	,22049	10,5128	11,4047	7,72	13,67
	Total	80	10,9550	1,44147	,16116	10,6342	11,2758	7,48	13,68
RC	T. Feixe Cônico	40	8,5500	2,41735	,38222	7,7769	9,3231	4,00	13,00
	T. Multislice	40	8,4250	2,63008	,41585	7,5839	9,2661	4,00	13,00
	Total	80	8,4875	2,51070	,28071	7,9288	9,0462	4,00	13,00

Teste de Homogeneidade de Variâncias				
	Estatística de Levene	gl1	gl2	Valor p
AM	,002	1	78	,969
LM	,278	1	78	,600
RC	1,039	1	78	,311

Teste de amostras independentes										
Teste de Levene para igualdade de variâncias				teste-t para Igualdade de Médias						
		F	Valor p	t	gl	Valor p (bilateral)	Diferença média	Erro padrão da diferença	95% Intervalo de Confiança da Diferença	
									Inferior	Superior
AM	Variâncias iguais assumidas	,002	,969	,030	78	,976	,01975	,65215	-1,27858	1,31808
	Variâncias iguais não assumidas			,030	77,997	,976	,01975	,65215	-1,27858	1,31808
LM	Variâncias iguais assumidas	,278	,600	-,023	78	,982	-,00750	,32438	-,65329	,63829
	Variâncias iguais não assumidas			-,023	77,552	,982	-,00750	,32438	-,65335	,63835
RC	Variâncias iguais assumidas	1,039	,311	,221	78	,825	,12500	,56482	-,99947	1,24947
	Variâncias iguais não assumidas			,221	77,452	,825	,12500	,56482	-,99960	1,24960

Descritivas									
		N	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão	Intervalo de confiança de 95% para média		Mínimo	Máximo
						Limite inferior	Limite superior		
AM	Paquímetro Digital	20	20,4385	2,96648	,66332	19,0501	21,8269	15,30	25,25
	Imaging Studio	40	20,4588	2,91633	,46111	19,5261	21,3914	15,06	25,38
	Total	60	20,4520	2,90790	,37541	19,7008	21,2032	15,06	25,38
LM	Paquímetro Digital	20	10,9840	1,66418	,37212	10,2051	11,7629	7,38	13,74
	Imaging Studio	40	10,9170	1,39551	,22065	10,4707	11,3633	7,48	13,68
	Total	60	10,9393	1,47655	,19062	10,5579	11,3208	7,38	13,74
RC	Paquímetro Digital	20	8,6500	2,66112	,59505	7,4046	9,8954	4,00	13,00
	Imaging Studio	40	8,7000	2,55403	,40383	7,8832	9,5168	4,00	13,00
	Total	60	8,6833	2,56767	,33148	8,0200	9,3466	4,00	13,00

Teste de Homogeneidade de Variâncias				
	Estadística de Levene	gl1	gl2	Valor p
AM	,001	1	58	,974
LM	,104	1	58	,748
RC	,019	1	58	,890

Teste de amostras independentes										
Teste de Levene para igualdade de variâncias				teste-t para Igualdade de Médias						
		F	Valor p	t	gl	Valor p (bilateral)	Diferença média	Erro padrão da diferença	95% Intervalo de Confiança da Diferença	
									Inferior	Superior
AM	Variâncias iguais assumidas	,001	,974	-,025	58	,980	-,02025	,80319	-1,62802	1,58752
	Variâncias iguais não assumidas			-,025	37,530	,980	-,02025	,80785	-1,65633	1,61583
LM	Variâncias iguais assumidas	,104	,748	,164	58	,870	,06700	,40774	-,74919	,88319
	Variâncias iguais não assumidas			,155	32,737	,878	,06700	,43262	-,81344	,94744
RC	Variâncias iguais assumidas	,019	,890	-,071	58	,944	-,05000	,70919	-1,46960	1,36960
	Variâncias iguais não assumidas			-,070	36,736	,945	-,05000	,71914	-1,50746	1,40746

Descritivas									
		N	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão	Intervalo de confiança de 95% para média		Mínimo	Máximo
						Limite inferior	Limite superior		
AM	Paquímetro Digital	20	20,4385	2,96648	,66332	19,0501	21,8269	15,30	25,25
	Implant Viewer	40	20,5375	2,91617	,46109	19,6049	21,4701	14,99	25,37
	Total	60	20,5045	2,90817	,37544	19,7532	21,2558	14,99	25,37
LM	Paquímetro Digital	20	10,9840	1,66418	,37212	10,2051	11,7629	7,38	13,74
	Implant Viewer	40	10,9930	1,50285	,23762	10,5124	11,4736	7,63	13,67
	Total	60	10,9900	1,54429	,19937	10,5911	11,3889	7,38	13,74
RC	Paquímetro Digital	20	8,6500	2,66112	,59505	7,4046	9,8954	4,00	13,00
	Implant Viewer	40	8,2750	2,48057	,39221	7,4817	9,0683	4,00	13,00
	Total	60	8,4000	2,52580	,32608	7,7475	9,0525	4,00	13,00

Teste de Homogeneidade de Variâncias				
		Estatística de Levene		Valor p
AM		,001	gl1	58
LM		,051	gl2	58
RC		,040	1	58

Teste de amostras independentes										
Teste de Levene para igualdade de variâncias				teste-t para Igualdade de Médias						
		F	Valor p	t	gl	Valor p (bilateral)	Diferença média	Erro padrão da diferença	95% Intervalo de Confiança da Diferença	
									Inferior	Superior
AM	Variâncias iguais assumidas	,001	,978	-,123	58	,902	-,09900	,80317	-1,70671	1,50871
	Variâncias iguais não assumidas			-,123	37,528	,903	-,09900	,80784	-1,73506	1,53706
LM	Variâncias iguais assumidas	,051	,823	-,021	58	,983	-,00900	,42655	-,86283	,84483
	Variâncias iguais não assumidas			-,020	34,832	,984	-,00900	,44152	-,90549	,88749
RC	Variâncias iguais assumidas	,040	,843	,539	58	,592	,37500	,69592	-1,01803	1,76803
	Variâncias iguais não assumidas			,526	35,803	,602	,37500	,71268	-1,07065	1,82065

Descritivas									
		N	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão	Intervalo de confiança de 95% para média		Mínimo	Máximo
						Limite inferior	Limite superior		
AM	Imaging Studio	40	20,4588	2,91633	,46111	19,5261	21,3914	15,06	25,38
	Implant Viewer	40	20,5375	2,91617	,46109	19,6049	21,4701	14,99	25,37
	Total	80	20,4981	2,89800	,32401	19,8532	21,1430	14,99	25,38
LM	Imaging Studio	40	10,9170	1,39551	,22065	10,4707	11,3633	7,48	13,68
	Implant Viewer	40	10,9930	1,50285	,23762	10,5124	11,4736	7,63	13,67
	Total	80	10,9550	1,44147	,16116	10,6342	11,2758	7,48	13,68
RC	Imaging Studio	40	8,7000	2,55403	,40383	7,8832	9,5168	4,00	13,00
	Implant Viewer	40	8,2750	2,48057	,39221	7,4817	9,0683	4,00	13,00
	Total	80	8,4875	2,51070	,28071	7,9288	9,0462	4,00	13,00

Teste de Homogeneidade de Variâncias				
	Estatística de Levene	gl1	gl2	Valor p
AM	,000	1	78	,995
LM	,565	1	78	,455
RC	,004	1	78	,948

Teste de amostras independentes										
Teste de Levene para igualdade de variâncias				teste-t para Igualdade de Médias						
		F	Valor p	t	gl	Valor p (bilateral)	Diferença média	Erro padrão da diferença	95% Intervalo de Confiança da Diferença	
									Inferior	Superior
AM	Variâncias iguais assumidas	,000	,995	-,121	78	,904	-,07875	,65209	-1,37697	1,21947
	Variâncias iguais não assumidas			-,121	78,000	,904	-,07875	,65209	-1,37697	1,21947
LM	Variâncias iguais assumidas	,565	,455	-,234	78	,815	-,07600	,32427	-,72157	,56957
	Variâncias iguais não assumidas			-,234	77,576	,815	-,07600	,32427	-,72162	,56962
RC	Variâncias iguais assumidas	,004	,948	,755	78	,453	,42500	,56294	-,69574	1,54574
	Variâncias iguais não assumidas			,755	77,934	,453	,42500	,56294	-,69575	1,54575

Descritivas									
		N	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão	Intervalo de confiança de 95% para média		Mínimo	Máximo
						Limite inferior	Limite superior		
AM	Paquímetro Digital	20	20,4385	2,96648	,66332	19,0501	21,8269	15,30	25,25
	Tomografia Feixe Cônico / Imaging Studio	20	20,4665	2,97935	,66620	19,0721	21,8609	15,14	25,30
	Tomografia Multislice / Imaging Studio	20	20,4510	2,92932	,65502	19,0800	21,8220	15,06	25,38
	Tomografia Feixe Cônico / Implant Viewer	20	20,5495	2,94829	,65926	19,1697	21,9293	14,99	25,37
	Tomografia Multislice / Implant Viewer	20	20,5255	2,96024	,66193	19,1401	21,9109	15,33	25,12
	Total	100	20,4862	2,89676	,28968	19,9114	21,0610	14,99	25,38
LM	Paquímetro Digital	20	10,9840	1,66418	,37212	10,2051	11,7629	7,38	13,74
	Tomografia Feixe Cônico / Imaging Studio	20	10,9575	1,50960	,33756	10,2510	11,6640	7,48	13,68
	Tomografia Multislice / Imaging Studio	20	10,8765	1,30960	,29284	10,2636	11,4894	7,72	13,04
	Tomografia Feixe Cônico / Implant Viewer	20	10,9450	1,53914	,34416	10,2247	11,6653	7,63	13,23
	Tomografia Multislice / Implant Viewer	20	11,0410	1,50405	,33632	10,3371	11,7449	7,96	13,67
	Total	100	10,9608	1,47977	,14798	10,6672	11,2544	7,38	13,74
RC	Paquímetro Digital	20	8,6500	2,66112	,59505	7,4046	9,8954	4,00	13,00
	Tomografia Feixe Cônico / Imaging Studio	20	8,7500	2,55209	,57066	7,5556	9,9444	4,00	13,00
	Tomografia Multislice / Imaging Studio	20	8,6500	2,62127	,58613	7,4232	9,8768	4,00	13,00
	Tomografia Feixe Cônico / Implant Viewer	20	8,3500	2,32322	,51949	7,2627	9,4373	4,00	12,00
	Tomografia Multislice / Implant Viewer	20	8,2000	2,68720	,60088	6,9424	9,4576	4,00	13,00
	Total	100	8,5200	2,52854	,25285	8,0183	9,0217	4,00	13,00

Teste de Homogeneidade de Variâncias				
Estatística de Levene		gl1	gl2	Valor p
AM		,001	4	95
LM		,197	4	95
RC		,311	4	95

ANOVA						
		Soma dos Quadrados	gl	Quadrado Médio	F	Valor p
AM	Entre Grupos	,189	4	,047	,005	1,000
	Nos grupos	830,543	95	8,743		
	Total	830,733	99			
LM	Entre Grupos	,287	4	,072	,031	,998
	Nos grupos	216,497	95	2,279		
	Total	216,784	99			
RC	Entre Grupos	4,360	4	1,090	,165	,956
	Nos grupos	628,600	95	6,617		
	Total	632,960	99			

Comparações múltiplas							
Dunnnett t (Bilateral)a							
Variável dependente			Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Valor p	Intervalo de Confiança 95%	
						Limite inferior	Limite superior
AM	Tomografia Feixe Cônico / Imaging Studio	Paquímetro Digital	,02800	,93502	1,000	-2,2941	2,3501
	Tomografia Multislice / Imaging Studio	Paquímetro Digital	,01250	,93502	1,000	-2,3096	2,3346
	Tomografia Feixe Cônico / Implant Viewer	Paquímetro Digital	,11100	,93502	1,000	-2,2111	2,4331
	Tomografia Multislice / Implant Viewer	Paquímetro Digital	,08700	,93502	1,000	-2,2351	2,4091
LM	Tomografia Feixe Cônico / Imaging Studio	Paquímetro Digital	-,02650	,47738	1,000	-1,2121	1,1591
	Tomografia Multislice / Imaging Studio	Paquímetro Digital	-,10750	,47738	,998	-1,2931	1,0781
	Tomografia Feixe Cônico / Implant Viewer	Paquímetro Digital	-,03900	,47738	1,000	-1,2246	1,1466
	Tomografia Multislice / Implant Viewer	Paquímetro Digital	,05700	,47738	1,000	-1,1286	1,2426
RC	Tomografia Feixe Cônico / Imaging Studio	Paquímetro Digital	,10000	,81344	1,000	-1,9202	2,1202
	Tomografia Multislice / Imaging Studio	Paquímetro Digital	0,00000	,81344	1,000	-2,0202	2,0202
	Tomografia Feixe Cônico / Implant Viewer	Paquímetro Digital	-,30000	,81344	,988	-2,3202	1,7202
	Tomografia Multislice / Implant Viewer	Paquímetro Digital	-,45000	,81344	,950	-2,4702	1,5702

a. Os testes-t de Dunnnett tratam um grupo como controle, e comparam todos os outros grupos com ele.

Anexos D - Normas para publicação

imaging

Single Best Answer

Revision guide for the Final FRCR (Part A)

For iPad and iPhone

BUY NOW

BIR

the British Institutions of Radiology

PUBLICATIONS

Log in | Register | Cart

Advanced search

All Publications

Enter words / phrases / DC

Journals

Books

Conference supplements

News

Subscribe

Alerts

Authors

Librarians

About

A JOURNAL OF HEAD & NECK IMAGING

DMFR

Current Issue

Latest Articles

Papers in Press

Previous Issues

IADMR Newsletter

About the Journal

Instructions for Authors

Preparing your submission

Submission guide

For guidelines regarding word count, figure/table count and references for all DMFR article types see [here](#).

Authors' names and affiliations should not appear anywhere on the manuscript pages or the images (to ensure blind peer-review).

Teeth should be designated in the text using the full English terminology. In tables and figures individual teeth can be identified using the FDI two-digit system, i.e. tooth 13 is the first permanent canine in the right maxilla region.

- [Author contribution statement](#)
- [Title page](#)
- [Abstract](#)
- [Main text](#)
- [References](#)
- [Tables](#)
- [Figures](#)
- [Appendices](#)
- [Supplementary material](#)
- [Units, symbols and statistics](#)

[Submit now!](#)

Types of manuscripts

Preparing your submission

Publishing ethics

Peer-review process

Permissions

Post acceptance

Author contribution statement

DMFR requires that an author contribution statement accompany each submission, outlining the contributions of each author towards the work. A template statement can be downloaded [here](#).

DMFR requires that for all submitted papers:

- All the authors have made substantive contributions to the article and assume full responsibility for its content; and
- All those who have made substantive contributions to the article have been named as authors.

The [International Committee of Medical Journal Editors](#) recommends the following definition for an author of a work, which we ask our authors to adhere to:

Authorship is based on the following 4 criteria [1]:

- Substantial contributions to the conception or design of the work; or the acquisition, analysis, or interpretation of data for the work; AND
- Drafting the work or revising it critically for important intellectual content; AND
- Final approval of the version to be published; AND
- Agreement to be accountable for all aspects of the work in ensuring that questions related to the accuracy or integrity of any part of the work are appropriately investigated and resolved.

1 The International Committee of Medical Journal Editors, Roles and Responsibilities of Authors, Contributors, Reviewers, Editors, Publishers, and Owners: Defining the Role of Authors and Contributors, http://www.icmje.org/roles_a.html

Title page

The title page is a separate submission item to the main manuscript and should provide the following information:

- Title of the paper. Abbreviations other than CT or MRI should not be used in the title.
- A shortened version of the title (no more than 70 characters in length, including spaces) should be provided for use as the running head. Abbreviations are permissible.
- Type of Manuscript ([see all types of manuscript](#))
- Author names, qualifications and affiliations.
- Statement indicating any source of funding or financial interest where relevant should be included.
- A cover letter or statement can be included into the title page, but please note this is not a compulsory item.

Blind title page

A blind title page should be included with the full manuscript, giving only the title (i.e. without the authors' names and affiliations), for use in the peer-review process.

Abstract

The abstract should be an accurate and succinct summary of the paper, not exceeding **250 words**. For papers containing research, the abstract should be constructed under the following subheadings:

- Objectives;
- Methods;
- Results;
- Conclusions.

Tables should be referred to specifically in the text of the paper but provided as separate files.

- Number tables consecutively with Arabic numerals (1, 2, 3, etc.), in the order in which they appear in the text.
- Give each table a short descriptive title.
- Make tables self-explanatory and do not duplicate data given in the text or figures.
- Aim for maximum clarity when arranging data in tables. Where practicable, confine entries in tables to one line (row) in the table, e.g. "value (±sd) (range)" on a single line is preferred to stacking each entry on three separate lines.
- Ensure that all columns and rows are properly aligned.
- Include horizontal rules at the top and bottom of a table and one below the column headings. If a column heading encompasses two or more subheadings, then the main headings and subheadings should be separated by a single short rule. No other rules should be included, neither horizontal nor vertical.
- Appropriate space should be used to separate columns. Rows should be double-spaced.
- A table may have footnotes if necessary. These should be referred to within the table by superscript letters, which will then also be given at the beginning of the relevant footnote. Begin each footnote on a new line. A general footnote referring to the whole table does not require a superscript letter.
- Define abbreviations in tables in the footnotes even if defined in the text or a previous table.
- Submit tables as editable text.

Figures

Figures should be referred to specifically in the text of the paper.

- Number figures consecutively using Arabic numerals (1, 2, 3, etc.) and any figure that has multiple parts should be labelled alphabetically (e.g. 2a, 2b).
- Concise, numbered legend(s) should be listed on a separate sheet. Avoid repeating material from the text.
- Abbreviations used in figures should be defined in the caption.
- Labelling of artwork should be Arial 8 point font.
- Ideally, figure sizes should be 84 mm wide, 175 mm wide or the intermediate width of 130 mm.

Files

- Supply image files in EPS, TIFF, PDF or JPEG format.
- TIFF is preferred for halftones, i.e. medical images such as radiographs, MR scans etc.
- EPS is preferred for drawn artwork (line drawings and graphs).
- For JPEG files, it is essential to save at maximum quality, i.e. "10", to ensure that quality is satisfactory when the files are eventually decompressed.
- Files supplied in Word, PowerPoint or Excel may prove acceptable, but please supply in EPS, TIFF or JPEG if practicable. Other formats will not be usable.
- Do not supply GIF files – GIF is a compressed format that can cause quality problems when printed.
- Upload each figure separately and numbered.

Colour

- Unless essential to the content of the article, all illustrations should be supplied in black and white with no colour (RGB, CMYK or Pantone references) contained within them.
- The cost of reproduction of colour images will be charged to the author at the following rates: £300 for one colour image, £500 for two colour images and £100 for each subsequent additional colour image. All prices are exclusive of UK VAT.
- Images that do need to be reproduced in colour should be saved in CMYK, with no RGB or Pantone references contained within them.

Resolution

- Files should be saved at the appropriate dpi (dots per inch) for the type of graphic (the typical screen value of 72 dpi will not yield satisfactory printed results). Lower resolutions will not be usable.
- Line drawings – save at 800 dpi (or 1200 dpi for fine line work).
- Halftone and colour work – save at 300 dpi.

Composition

- The image should be cropped to show just the relevant area (i.e. no more than is necessary to illustrate the points made by the author whilst retaining sufficient anatomical landmarks). The amount of white space around the illustration should be kept to a minimum.
- Supply illustrations at the size they are to be printed, usually 76 mm wide (single column of text) or for especially large figures 151 mm (two columns of text).
- Annotations, e.g. arrows, should be used to indicate subtle but salient points. All annotations should be included within the images supplied.
- Patient identification must be obscured.

Additional points to note:

- Do not put a box around graphs, diagrams or other artwork.
- Avoid background gridlines unless these are essential (e.g. confidence limits).
- Fonts should be Adobe Type 1 standard – Helvetica or Times are preferred.
- Ensure that lettering is appropriately sized – should correspond to 8 or 9 pt when printed.
- Include all units of measurement on axes.
- All lines (e.g. graph axes) should have a minimum width of ½ pt (0.1 mm) otherwise they will not print, 1 pt weight is preferable.
- Avoid using tints (solid black and white or variations of crosshatching are preferred), but any tints that are used must be at a minimum 5% level to print (but do not use too high a tint as it may print too dark).
- Do not use three-dimensional histograms when the addition of a third dimension gives no further information.

Appendices

Appendices should be used to include detailed background material that is essential for the understanding of the manuscript e.g. statistical analyses, very detailed preliminary studies, but which is too comprehensive to include as part of the main text.

Where possible, authors are encouraged to include all relevant material in the main body of the text, however, if an appendix is necessary it should be supplied as a separate file. If more than one appendix is included, these should be identified using different letters.

- An appendix may contain references, but these should be listed separately and numbered A1, A2, etc.
- Appendices must be referred to in the main text in the relevant section.

Supplementary material

Supplemental material is intended for material that would add value to your manuscript but is not essential to the understanding of the work. Supplementary material is typically used for including material that can not be

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ACCORSI, M.; VELASCO, L. **Diagnóstico 3D em Ortodontia**: a tomografia cone-beam aplicada. Nova Odessa: Napoleão, 2011.

BARROS, M. T. L. **Tomografia computadorizada e as aplicações das reconstruções em 3D na odontologia**. Monografia (Especialização em Radiologia Odontológica e Imaginologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2006. 71p.

BAUMGAERTEL, S. et al. Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v. 136, n. 1, p. 19-25; discussion 25-8, Jul 2009. ISSN 1097-6752. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19577143>>. Acesso em: 13 fev. 2015.

BOU SERHAL, C. et al. Absorbed doses from spiral CT and conventional spiral tomography: a phantom vs. cadaver study. **Clin Oral Implants Res.**, v. 12, n. 5, p. 473-8, Oct. 2001. ISSN 0905-7161. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11564107>>. Acesso em: 13 fev. 2015.

CASSELMAN, J. W. et al. Cone beam CT: non-dental applications. **JBR-BTR**, v. 96, n. 6, p. 333-53, 2013 Nov./Dec. 2013. ISSN 0302-7430. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24617175>>. Acesso em: 2 jan. 2015.

CHILVARQUER, I.; CHILVARQUER, L. W. Imagenologia da osteo-integração moderna. In: GOMES, L. A. **Implantes osseointegrados**. Técnica e arte. 1. ed. São Paulo, SP: Santos, 2002.

DEGUCHI, T. et al. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v. 129, n. 6, p. 721.e7-12, Jun. 2006. ISSN 1097-6752. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16769488>>. Acesso em: 22 dez. 2014.

DREISEIDLER, T. et al. CBCT device dependency on the transfer accuracy from computer-aided implantology procedures. **Clin Oral Implants Res.**, v. 23, n. 9, p. 1089-97, Sep. 2012. ISSN 1600-0501. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22680780>>.

FARMAN, A. G.; SCARFE, W. C. The basics of maxillofacial cone beam computed tomography. **Seminar in Orthodontics**, v. 15, n. 1, p. 2-13, Mar. 2009.

FREDERIKSEN, N. L. Diagnostic imaging in dental implantology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.**, v. 80, n. 5, p. 540-54, Nov. 1995. ISSN 1079-2104. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8556464>>. Acesso em: 16 mar. 2015.

GARCIA, B. et al. Periapical surgery in maxillary premolars and molars: analysis in terms of the distance between the lesion and the maxillary sinus. **J Oral Maxillofac Surg.**, v. 66, n. 6, p. 1212-7, Jun. 2008. ISSN 1531-5053. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18486786>>. Acesso em: 14 fev. 2015.

GARIB, D. G. et al. Tomografia computadorizada de feixe cônico (cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. **Dental Press J Orthod.**, v. 12, n. 2, 2007.

GIVOL, N. et al. Inferior alveolar neurosensory deficiency associated with placement of dental implants. **J Periodontol.**, v. 84, n. 4, p. 495-501, Apr. 2013. ISSN 1943-3670. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22813346>>. Acesso em: 14 fev. 2015.

GOLUBOVIC, V. et al. Accuracy of cone-beam computed tomography to assess the configuration and extent of ligature-induced peri-implantitis defects. A pilot study. **Oral Maxillofac Surg.**, v. 16, n. 4, p. 349-54, Dec 2012. ISSN 1865-1569. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22476693>>. Acesso em: 14 fev. 2015.

HOWE, R. B. First molar radicular bone near the maxillary sinus: a comparison of CBCT analysis and gross anatomic dissection for small bony measurement. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.**, v. 108, n. 2, p. 264-9, Aug. 2009. ISSN 1528-395X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19201631>>.

HUANG, C. H.; BRUNSVOLD, M. A. Maxillary sinusitis and periapical abscess following periodontal therapy: a case report using three-dimensional evaluation. **J Periodontol.**, v. 77, n. 1, p. 129-34, Jan. 2006. ISSN 0022-3492. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16579714>>.

KAMBUROĞLU, K. et al. Measurements of mandibular canal region obtained by cone-beam computed tomography: a cadaveric study. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.**, v. 107, n. 2, p. e34-42, Feb. 2009. ISSN 1528-395X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19138636>>. Acesso em: 14 fev. 2015.

KIM, M. K. et al. Accuracy and validity of stitching sectional cone beam computed tomographic images. **J Craniofac Surg.**, v. 23, n. 4, p. 1071-6, Jul. 2012. ISSN 1536-3732. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22777443>>. Acesso em: 14 fev. 2015.

KOBAYASHI, K. et al. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 19, n. 2, p. 228-31, Mar./Apr. 2004. ISSN 0882-2786. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15101594>>. Acesso em: 14 fev. 2015

LASCALA, C. A.; PANELLA, J.; MARQUES, M. M. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). **Dentomaxillofac Radiol.**, v. 33, n. 5, p. 291-4, Sep. 2004. ISSN 0250-832X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15585804>>. Acesso em: 14 fev. 2015.

LOUBELE, M. et al. 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., v. 102, n. 2, p. 225-34, Aug. 2006. ISSN 1528-395X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16876067>>. Acesso em: 18 abr. 2015.

LOUBELE, M. et al. Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.**, v. 105, n. 4, p. 512-8, Apr. 2008. ISSN 1528-395X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17900939>>. Acesso em: 16 abr. 2015.

LUDLOW, J. B. et al. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.**, v. 103, n. 4, p. 534-42, Apr. 2007. ISSN 1528-395X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17395068>>. Acesso em: 18 maio 2015

LUDLOW, J. B. et al. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. **Dentomaxillofac Radiol.**, v. 35, n. 4, p. 219-26, Jul. 2006. ISSN 0250-832X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16798915>>. Acesso em: 14 fev. 2015.

LUND, H.; GRÖNDAHL, K.; GRÖNDAHL, H. G. Accuracy and precision of linear measurements in cone beam computed tomography Accutomo tomograms obtained with different reconstruction techniques. **Dentomaxillofac Radiol.**, v. 38, n. 6, p. 379-86, Sep. 2009. ISSN 0250-832X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19700531>>. Acesso em: 21 maio. 2015.

MOURA, P. M. et al. Expansão rápida da maxila – avaliação de dois métodos de reconstrução 3D por meio de um modelo laboratorial. **Dental Press J Orthod, Maringá**, v. 14, n. 1, p. 90-3, 2009.

OBAYASHI, N. et al. Spread of odontogenic infection originating in the maxillary teeth: computerized tomographic assessment. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.**, v. 98, n. 2, p. 223-31, Aug. 2004. ISSN 1079-2104. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15316549>>. Acesso em: 14 fev. 2015

PARNIA, F. et al. Tomographic volume evaluation of submandibular fossa in patients requiring dental implants. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.**, v. 109, p. e32-e36, 2010.

PINSKY, H. M. et al. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. **Dentomaxillofac Radiol.**, v. 35, n. 6, p. 410-6, Nov. 2006. ISSN 0250-832X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17082331>>. Acesso em: 21 jan. 2015.

PRIMO, B. T. et al. Accuracy assessment of prototypes produced using multi-slice and cone-beam computed tomography. **Int J Oral Maxillofac Surg.**, v. 41, n. 10, p. 1291-5, Oct. 2012. ISSN 1399-0020. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22578568>>. Acesso em: 21 jan. 2015.

QUINTERO, J. C. Craniofacial imaging in orthodontics: historical perspective, current status, and future developments. **Angle Orthod.**, v. 69, n. 6, p. 491-506, 1999.

SANTOS, W. **Crítica, uma ciência da literatura**. Goiânia: UFG Editora, 1983. p. 145.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G.; SUKOVIC, P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. **J Can Dent Assoc.**, v. 72, n. 1, p. 75-80, 2006.

SELDEN, H. S. Endo-Antral syndrome and various endodontic complications. **J Endod.**, v. 25, n. 5, p. 389-93, May 1999. ISSN 0099-2399. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10530268>>.

SHERARD, J. F. et al. Accuracy and reliability of tooth and root lengths measured on cone-beam computed tomographs. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 137, n. 4, p. S100-S108, 2010. Supplement. ISSN 0889-5406. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540610000284>>. Acesso em: 21 jan. 2015.

SHORT, L. J. et al. Validation of a computer modelled forensic facial reconstruction technique using CT data from live subjects: a pilot study. **Forensic Sci Int.**, v. 237, p. 147.e1-e8, Apr. 2014. ISSN 1872-6283. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24529418>>. Acesso em: 21 jan. 2015.

SUOMALAINEN, A. et al. Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. **Dentomaxillofac Radiol.**, v. 37, p. 10-17, 2008.

TEJASWI, K. B.; HARI PERIYA, E. A. Virtopsy (virtual autopsy): A new phase in forensic investigation. **J Forensic Dent Sci.**, v. 5, n. 2, p. 146-8, Jul. 2013. ISSN 0975-1475. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24255565>>. Acesso em: 21 jan. 2015.

TYNDALL, D. A.; BROOKS, S. L. Selection criteria for dental implant site imaging: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial radiology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.**, v. 89, n. 5, p. 630-7, May 2000. ISSN 1079-2104. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10807723>>. Acesso em: 22 nov. 2014.

WANG, D. et al. More about accuracy of peri-implant bone thickness and validity of assessing bone augmentation material using cone beam computed tomography. **Clin Oral Investig.**, v. 17, n. 7, p. 1787-8, Sep. 2013. ISSN 1436-3771. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23430341>>.