



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO – RADIOLOGIA

KAREN BORGES WALTRICK

**ACURÁCIA DIMENSIONAL E VISIBILIDADE DO CANAL MANDIBULAR NA
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO**

Dissertação de Mestrado

Florianópolis

2010

KAREN BORGES WALTRICK

**ACURÁCIA DIMENSIONAL E VISIBILIDADE DO CANAL MANDIBULAR NA
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Odontologia - Área de Concentração Radiologia

Orientador:

Prof. Dr. Márcio Corrêa

Co-orientador:

Prof. Dr. Murillo José Nunes de Abreu
Junior

Florianópolis

2010

KAREN BORGES WALTRICK

**Acurácia dimensional e visibilidade do canal mandibular na tomografia
computadorizada de feixe cônico**

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de “Mestre em Odontologia”, área de concentração Radiologia, e aprovada em sua forma final pelo curso de Pós-Graduação em Odontologia.

Florianópolis, 06 de agosto de 2010.

Prof.Dr. Ricardo de Souza Magini
Coordenador do curso

BANCA EXAMINADORA

Prof.Dr. Márcio Corrêa
Orientador

Prof. Dr. Murillo José Nunes de Abreu Junior
Membro

Prof.Dr. Vinícius D'avila Dutra
Membro

WALTRICK KB. Acurácia dimensional e visibilidade do canal mandibular na tomografia computadorizada de feixe cônico. 2010. Dissertação (Mestrado em Radiologia - área de concentração Radiologia) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

O presente estudo *in vitro* teve como objetivos verificar a acurácia de mensurações lineares para o planejamento de implantes nas imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) obtidas com diferentes tamanhos de *voxel*, e analisar a visibilidade do canal mandibular nestas imagens. Doze hemimandíbulas humanas secas foram escaneadas com três tamanhos de *voxels* (0,2; 0,3 e 0,4mm) gerando 108 imagens transversais de TCFC, nas quais dois observadores realizaram 648 medidas e avaliaram a visualização do canal mandibular. A média geral dos erros de medição entre as medidas nas imagens e as medidas diretas (feitas por meio de paquímetro digital) foi de 0,23mm (DP \pm 0,20). As medidas de TCFC subestimaram as medidas diretas em 390 casos (60,2%). Todos os erros de medição encontrados foram inferiores a 1mm. De modo geral, não houve diferença estatisticamente significativa entre os erros de medição nos diferentes tamanhos de *voxel* e entre os observadores. Entre os dois observadores houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) apenas na medida em largura, nos dois sítios localizados mais posteriormente. Entre os diferentes tamanhos de *voxel*, houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) apenas para um dos observadores, em uma medida em altura, no sítio localizado na região do 1º molar. Foi possível visualizar o canal mandibular em todas as 108 imagens avaliadas. As imagens transversais de TCFC mostram-se aceitáveis para mensurações lineares na região posterior da mandíbula e com um alto desempenho na visualização do canal

mandibular nos tamanhos de *voxel* 0,2; 0,3 e 0,4mm. Os resultados deste estudo apontam a opção por um tamanho de *voxel* de 0,3mm como sendo a mais propícia, pois conjuga boa qualidade da imagem e baixa dose de radiação.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada de feixe cônico. Tamanho de *voxel*. Planejamento de implante. Mensuração. Visibilidade. Canal mandibular.

WALTRICK KB. Acurácia dimensional e visibilidade do canal mandibular na tomografia computadorizada de feixe cônico. 2010. Dissertação (Mestrado em Radiologia - área de concentração Radiologia) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

The aims of the present in vitro study was to verify the accuracy of linear measurements for implant planning performed in cone beam computed tomography (CBTC) images obtained with different voxel sizes, and to analyze the visibility of the mandibular canal in these images. Twelve dry human hemimandible were scanned with three voxel sizes (0.2, 0.3 and 0.4 mm), generating 108 cross-sectional images in which two observers made 648 measurements and evaluated the visibility of the mandibular canal. The mean overall measurement errors between the measurements in the images and the direct measurements was 0.23 mm (SD \pm 0.20). CBTC measurements underestimated the direct measurements in 390 cases (60.2%). All measurement errors were smaller than 1mm. Overall, no statistically significant difference between the measurement errors in different voxel sizes and among observers. Between the two observers, there was one statistically significant difference ($p < 0.05$) in the width of two sites located more posteriorly in the mandible. Among the different voxel sizes, there was a statistically significant difference ($p < 0.05$) for an observer at a height measured at the site located in the region of the first molar. It was possible to visualize the mandibular canal in all the 108 files evaluated. The cross-sectional images of CBCT are acceptable for linear measurements in the posterior mandible and with a high performance visualization of the mandibular canal in voxel sizes of 0.2, 0.3, and 0.4mm. The results show the

option for a voxel size of 0.3 mm as the most suitable, because it combines good image quality and low radiation dose.

Keywords: Cone beam computed tomography. Voxel size. Implant planning. Measurement. Visibility. Mandibular canal.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	08
2 ARTIGO	13
2.1 Artigo.....	13
2.1.1 Tabelas.....	34
2.1.2 Figuras	37
REFERÊNCIAS	38
APÊNDICES	42
A Metodologia expandida	42
B Fichas para coletas de dados	52
ANEXOS	56
A Parecer do Comitê de Ética e Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina	56

1 INTRODUÇÃO

A reabilitação bucal de pacientes que apresentam ausência de dentes tem sido possível graças aos avanços na implantodontia. Na ausência de contra-indicações locais ou sistêmicas, o uso de implantes osseointegrados pode ser considerado o tratamento de escolha para substituir os dentes ausentes^{1,2} e o êxito deste tratamento é fortemente dependente de um planejamento pré-operatório preciso.³ Além de um criterioso exame clínico, uma avaliação radiográfica cuidadosa é um requisito diagnóstico essencial que fornece aos profissionais subsídios para alcançar o sucesso terapêutico,^{4,5} otimizando a escolha do local e do implante através da avaliação e do melhor aproveitamento da morfologia óssea existente e do adequado conhecimento da anatomia da região de interesse.^{6,7} A localização de estruturas anatômicas nobres e a determinação da altura e espessura ósseas disponíveis realizadas previamente à colocação de implantes são fundamentais para evitar problemas durante a cirurgia. Especificamente na mandíbula, o conhecimento anatômico e a correta localização do canal mandibular são fundamentais para um adequado planejamento pré-operatório, prevenindo danos ao feixe vasculo-nervoso.⁸⁻¹¹

Durante algum tempo as radiografias odontológicas convencionais foram os únicos métodos radiográficos disponíveis no planejamento de implantes, com a desvantagem de apresentarem sobreposição das estruturas orofaciais e só permitirem a avaliação óssea em duas dimensões. Com a utilização da tomografia computadorizada (TC) na odontologia, tais limitações das radiografias convencionais foram superadas, sendo possível a análise das estruturas ósseas em três

dimensões, o que passou a ser recomendado para a realização de um planejamento mais acurado.¹²⁻¹⁴

No planejamento pré-operatório de implantes, certas características anatômicas podem ser problemáticas, tornando o caso mais complexo. Em geral, para a colocação de implantes na região posterior da mandíbula, as imagens transversais são recomendadas, principalmente em casos específicos, como nas mandíbulas totalmente edêntulas, com atrofia óssea severa, com anatomia incomum, na presença de eventual defeito no sítio ósseo indicado para implante, ou ainda quando é impossível avaliar o volume ósseo por meio de exame clínico devido às condições desfavoráveis dos tecidos moles.^{2,11,15}

Atualmente, as duas modalidades de tomografia computadorizada disponíveis para o planejamento pré-operatório de implantes são a TC e a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC). Basicamente, estas duas modalidades diferem entre si em função da geometria do feixe de raios X utilizado na aquisição das imagens, onde a TC utiliza um feixe em forma de leque (fan beam) e a TCFC um feixe cônico (cone beam).¹⁶ Na prática clínica, os exames de TC são realizados em equipamentos destinados à área médica e os exames de TCFC são realizados em equipamentos destinados à odontologia, especialmente dedicados a imagens da região dento-maxilo-facial.

O desenvolvimento da TCFC para o uso na odontologia foi relatado há mais de dez anos na literatura científica.^{17,18} Desde então, esta modalidade de imagem tornou-se comercialmente viável e amplamente utilizada. A utilização da TCFC na prática clínica odontológica tem se mostrado bastante apropriada, muito em função das dimensões do equipamento (semelhante a um aparelho radiográfico panorâmico), da facilidade de uso, da inerente rapidez da aquisição das imagens, do

relativo baixo custo, e das baixas doses de radiação empregadas em comparação com a TC.¹⁶⁻¹⁸

As imagens de TCFC permitem a visualização das estruturas dentais e tecido ósseo da região maxilofacial em três dimensões. Vários estudos têm pesquisado a sua utilização nas mais diferentes aplicações, como na avaliação da articulação temporomandibular,¹⁹ na ortodontia,^{20,21} na endodontia,²² na periodontia,^{23,24,25} na cirurgia,²⁶ e em especial no planejamento de implantes, onde a TCFC tem demonstrado ser extremamente vantajosa.⁴⁻⁷ Muitos autores atestaram que a TCFC fornece imagens acuradas, de alta resolução e qualidade,^{7,27-29} com riqueza de detalhes anatômicos, sendo bastante úteis para o diagnóstico odontológico.^{30,31}

Como mencionado anteriormente, a TCFC utiliza um feixe de raios x em forma de cone que é emitido da fonte em direção a um detector (intensificador de imagem ou painel plano de matriz ativa) localizado no lado oposto. Este conjunto gira simultaneamente ao redor da cabeça do paciente uma única vez,²⁷ produzindo múltiplas imagens de diferentes ângulos de projeção, semelhantes às imagens radiográficas cefalométricas. A série completa destas imagens primárias (imagens base) compõe o banco de dados de projeção, os quais fornecem as informações para se reconstruir a imagem volumétrica.³²

A TCFC tem a característica de permitir o uso de diferentes protocolos de aquisição das imagens primárias, onde, dependendo do modelo do aparelho, é possível selecionar o número de projeções, o tamanho do campo de visão (FOV – *field of view*), o tamanho do *voxel*, determinando um maior ou menor tempo de escaneamento e uma maior ou menor exposição à radiação.^{33, 34}

De modo geral, a dose de radiação na TCFC é bem inferior à dose de radiação da TC, mesmo nos protocolos específicos para as regiões dentais onde a

TC apresenta uma dose reduzida. De acordo com um estudo recente, quando comparados os FOVs similares entre as duas técnicas tomográficas, uma redução de mais de 10 vezes da dose da TC pode ser observada na TCFC.³⁵ Outro estudo relatou que, nos exames de FOV médio, a dose efetiva do protocolo de imagens dento-maxilo-facial da TC foi de 1,5 a 12,3 vezes maior do que na TCFC.³⁶

O tamanho do *voxel* também apresenta uma relação direta com a exposição à radiação na TCFC.³⁴ O *voxel* é o elemento básico que compõe as imagens digitais volumétricas. Nos diferentes modelos de aparelhos de TCFC, o tamanho do *voxel* pode variar desde 0,4 até 0,125mm,¹⁶ e está também diretamente relacionado com a qualidade da imagem. Quanto menor for o tamanho do *voxel*, maior a resolução e melhor a qualidade da imagem. Entretanto, a escolha de um menor tamanho de *voxel* demanda um aumento no tempo de escaneamento, expondo o paciente a uma dose de radiação mais elevada.³⁷

As reconstruções multiplanares das imagens de TCFC podem ser feitas em um computador pessoal, em programas desenvolvidos e disponibilizados pelos fabricantes dos aparelhos, que são acessíveis também ao uso do dentista clínico, o qual pode utilizar as ferramentas do próprio programa para realizar análises variadas nos exames de seus pacientes.¹⁶

Uma das análises possíveis através do uso das ferramentas disponíveis nos programas da TCFC é a mensuração das estruturas dento-maxilo-faciais. De maneira relativamente simples, é possível selecionar uma determinada área e realizar-se mensurações na proporção 1:1,³⁸ com uma margem de erro ínfima. Há estudos que comprovam que a TCFC é acurada e confiável para medições dentais.^{20,39} Vários estudos também têm pesquisado a acurácia das mensurações de estruturas ósseas realizadas nas imagens de TCFC, muitos dos quais mostraram

que a TCFC é uma ferramenta acurada e confiável, para a medição dessas estruturas.^{17,24, 26,40-43}

A TCFC também é considerada uma ferramenta confiável para mensurações no planejamento de implantes,⁴ tendo se mostrado valiosa especialmente para a colocação de implantes na região posterior da mandíbula, onde uma precisão milimétrica é crucial.²⁷ Por meio dos exames de TCFC, além da obtenção de informações essenciais sobre a altura e espessura óssea disponíveis, é possível também avaliar a integridade e espessura da cortical, a presença de espaços medulares amplos e de irregularidades após exodontias, e a densidade do trabeculado ósseo.⁷ Alguns autores demonstraram que a TCFC oferece excelente imagem da morfologia da mandíbula e da localização do canal mandibular,^{4,26} afirmando que um canal mandibular definido pode ser detectado na maioria dos exames de TCFC.⁴²

Neste contexto, até o momento atual, nenhum estudo demonstrou comparativamente as diferenças entre as imagens de TCFC obtidas com diferentes *voxels*, no que se refere à acurácia das medidas obtidas e à visibilidade do canal mandibular. Neste sentido, o presente estudo teve por objetivos verificar a acurácia de mensurações lineares realizadas nas imagens de um equipamento de TCFC obtidas com diferentes tamanhos de *voxel*, além de analisar a visibilidade do canal mandibular nestas imagens.

2 ARTIGO

2.1 Artigo

ACURÁCIA DIMENSIONAL E VISIBILIDADE DO CANAL MANDIBULAR NA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO

Karen Borges Waltrick*, Murillo José Nunes de Abreu Junior †, Márcio Corrêa† e

Vinícius D'Avila Dutra§

* Mestranda do Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Radiologia, da Universidade Federal de Santa Catarina

† Prof Dr da Disciplina de Radiologia - Departamento de Odontologia, da Universidade Federal de Santa Catarina

§ Prof Dr de Radiologia Odontológica, da Associação Brasileira de Odontologia - Rio Grande do Sul

Introdução: O presente estudo *in vitro* teve como objetivos verificar a acurácia de mensurações lineares para o planejamento de implantes nas imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) obtidas com diferentes tamanhos de *voxel*, e analisar a visibilidade do canal mandibular nestas imagens.

Métodos: Doze hemimandíbulas humanas secas foram escaneadas com três tamanhos de *voxels* (0,2; 0,3 e 0,4mm) gerando 108 imagens transversais de TCFC, nas quais dois observadores realizaram 648 medidas e avaliaram a visualização do canal mandibular.

Resultados: A média geral dos erros de medição entre as medidas nas imagens e as medidas diretas (feitas por meio de paquímetro digital) foi de 0,23mm (DP \pm 0,20). As medidas de TCFC subestimaram as medidas diretas em 390 casos (60,2%). Todos os erros de medição encontrados foram inferiores a 1mm. De modo geral, não houve diferença estatisticamente significativa entre os erros de medição nos diferentes tamanhos de *voxel* e entre os observadores. Entre os dois observadores houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) apenas na medida em largura, nos dois sítios localizados mais posteriormente. Entre os diferentes tamanhos de *voxel*, houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) apenas para um dos observadores, em uma medida em altura, no sítio localizado na região do 1º molar. Foi possível visualizar o canal mandibular em todas as 108 imagens avaliadas.

Conclusões: As imagens transversais de TCFC mostram-se aceitáveis para mensurações lineares na região posterior da mandíbula e com um alto desempenho na visualização do canal mandibular nos três diferentes tamanhos de *voxel* analisados. Os resultados deste estudo apontam a opção por um tamanho de *voxel* de 0,3mm como sendo a mais propícia, pois conjuga boa qualidade da imagem e baixa dose de radiação.

PALAVRAS-CHAVE: Planejamento de implante; mensuração; visibilidade; canal mandibular; tomografia computadorizada de feixe cônico, tamanho de *voxel*.

O desenvolvimento da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) para o uso na odontologia foi relatado há mais de dez anos na literatura.^{1,2} Desde então, esta modalidade de imagem tornou-se comercialmente viável e largamente utilizada, tendo se mostrado bastante apropriada na prática clínica odontológica muito em função das dimensões do equipamento, da facilidade de uso, da inerente rapidez da aquisição das imagens, do relativo baixo custo, e das baixas doses de radiação empregadas.¹⁻³

As imagens de TCFC permitem a visualização das estruturas dentais e do tecido ósseo da região maxilofacial em três dimensões, por meio de imagens acuradas, de alta resolução e qualidade,⁴⁻⁷ com riqueza de detalhes anatômicos, sendo bastante úteis para o diagnóstico odontológico.^{8,9} Vários estudos têm pesquisado a sua utilização nas mais diferentes aplicações, como na avaliação da articulação temporomandibular,¹⁰ na ortodontia,^{11,12} na endodontia,¹³ na periodontia¹⁴⁻¹⁶ e na cirurgia.¹⁷

Atualmente, no planejamento de implantes a TCFC tem a sua maior utilização, e demonstra ser extremamente vantajosa,^{4,18-20} sendo considerada uma ferramenta confiável para mensurações,²¹ especialmente na região posterior da mandíbula, onde uma precisão milimétrica é crucial.⁵ Alguns autores demonstraram que a TCFC oferece excelente imagem da morfologia da mandíbula e localização do canal mandibular,^{17,18} afirmando que um canal mandibular definido pode ser detectado na maioria dos exames.²²

A TCFC permite a escolha de diferentes protocolos de aquisição das imagens, onde, dependendo do modelo do aparelho, é possível selecionar o número de projeções, o tamanho do campo de visão (FOV), o tamanho do *voxel*,

determinando um maior ou menor tempo de escaneamento (aquisição das imagens) e uma maior ou menor exposição à radiação.^{23, 24}

Apesar da TCFC ser alvo de várias pesquisas, até o momento atual não foram encontrados estudos comparando as diferenças entre as imagens obtidas com diferentes tamanhos de *voxel* para planejamento de implantes. Neste sentido, o presente estudo teve por objetivos verificar a acurácia de mensurações lineares realizadas nas imagens transversais de um equipamento de TCFC obtidas com diferentes tamanhos de *voxel*, além de analisar a visibilidade do canal mandibular nestas imagens.

MATERIAIS E MÉTODOS

Após aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina (Florianópolis, Brasil), dez mandíbulas humanas secas, sem identificação de idade, gênero ou raça, pertencentes ao acervo da Disciplina de Radiologia do Departamento de Odontologia da mesma instituição, foram selecionadas para o experimento. Dentre as mandíbulas selecionadas, as hemimandíbulas que apresentavam áreas posteriores edêntulas e com cristas ósseas alveolares corticalizadas foram incluídas na amostra. Em contrapartida, as hemimandíbulas que apresentavam atrofia óssea severa, alvéolos remanescentes, presença de alterações patológicas ou dentes inclusos nas regiões de interesse foram excluídas. Um total de doze hemimandíbulas foi utilizado no estudo.

Em cada uma das doze hemimandíbulas, foram selecionados três sítios de mensuração, localizados na região compreendida entre o 2º pré-molar e o 2º molar, perfazendo um total de 36 sítios. A distância méso-distal mínima estabelecida entre

sítios vizinhos foi de 4 mm. Para a identificação de cada sítio de mensuração, foi traçada uma linha vertical perpendicular à base da mandíbula, delineando todo o contorno ósseo da mesma (cortical vestibular, crista óssea alveolar, cortical lingual e cortical basal), em cada uma das quatro superfícies (vestibular, alveolar, lingual e basal), um ponto foi feito sobre a linha traçada, com o auxílio do marcador permanente 1.0mm. Para que pudessem ser identificados nas imagens tomográficas, os sítios de mensuração foram delimitados com marcadores radiopacos confeccionados com segmentos de cones de guta-percha (Endopoints, Rio de Janeiro, Brasil) cortados com tamanho aproximado de 1mm. Estes marcadores foram fixados sobre os pontos feitos anteriormente com o auxílio de fita adesiva dupla face de 2mm de espessura, e recobertos com fita adesiva transparente para garantir que fossem mantidos na posição correta. Os sítios foram distribuídos em três grupos diferentes, de acordo com a sua localização ântero-posterior. Os sítios localizados mais posteriormente, próximos à região do 2º molar, foram identificados e agrupados como **sítio 1**; os sítios localizados mais anteriormente, próximos à região do 2º pré-molar, foram identificados e agrupados como **sítio 3**; os sítios localizados entre os sítios 1 e 3, correspondentes à região do 1º molar, foram identificados e agrupados como **sítio 2**. Tal distribuição foi realizada a partir da constatação de diferenças anatômicas relevantes entre os três sítios, na grande maioria das hemimandíbulas.

As imagens base de TCFC foram obtidas no tomógrafo computadorizado de feixe cônico i-CAT (Imaging Sciences International, Inc, Hatfield, EUA), utilizando 120 kV de kilovoltagem e de 3 a 8 mA de miliamperagem. Para a aquisição das imagens, cada mandíbula foi posicionada no aparelho e escaneada três vezes, de acordo com três protocolos dependendo do tamanho de *voxel* desejado: *voxel* de

0,4mm (FOV de 8 cm e 20s de tempo de aquisição), *voxel* de 0,3mm (FOV de 8 cm e 20s de tempo de aquisição) e *voxel* de 0,2mm (FOV de 8cm e 40s de tempo de aquisição). As imagens foram processadas e reconstruídas na estação de trabalho, utilizando o programa do próprio equipamento, armazenadas em arquivo DICOM, importadas e transferidas para um computador portátil Aspire 5310 (Acer Inc, Taiwan, China), equipado com o programa i-CAT Vision (Imaging Sciences International, Inc, Hatfield, EUA) e preparadas para o estudo pela pesquisadora principal.

Na preparação das imagens foi selecionada aquela que continha os quatro marcadores de guta-percha bem visíveis. Uma espessura de corte de 1,2mm para todas as imagens foi utilizada, visto que esta era uma espessura possível de ser utilizada nos três diferentes tamanhos de *voxel* e que possibilitava manter os marcadores de guta-percha inteiramente dentro do corte selecionado.

As doze hemimandíbulas, cada uma com três sítios, escaneadas com três tamanhos de *voxel* diferentes, geraram 108 imagens de cortes transversais a serem analisadas. As imagens preparadas foram salvas no programa e submetidas à avaliação em ordem aleatória e de forma independente por dois observadores, ambos cirurgiões-dentistas, especialistas e pós-graduados em Radiologia Odontológica. Todas as avaliações foram feitas no mesmo programa e mesmo computador onde foram preparadas, utilizando um monitor de LCD de 15 polegadas e sob luz ambiente de baixa intensidade. As imagens foram apresentadas aos observadores pela pesquisadora principal na tela do programa utilizada para o planejamento de implantes, com os cortes transversais em formato de exibição de 3x1, sendo centralizado o corte previamente selecionado na preparação das

imagens. Aos observadores foi permitido ajustar o zoom, o brilho e o contraste da imagem por meio da utilização das ferramentas disponíveis no programa.

Cada observador realizou três medidas diferentes em cada corte selecionado utilizando a ferramenta de mensuração do próprio programa. A **medida 1** correspondia à altura total da mandíbula, da porção mais externa da crista óssea alveolar até a porção mais externa da cortical basal da mandíbula; a **medida 2** correspondia à altura do osso alveolar a partir do limite superior do canal mandibular, e a **medida 3** correspondia à largura do rebordo alveolar no sentido vestibulo-lingual. Para todas as medições, os centros dos marcadores de gutapercha foram utilizados como referência. Utilizando um mouse ótico, os observadores foram orientados a posicionar o cursor e medir, traçando uma reta, a partir do contorno externo das respectivas corticais ósseas nas medidas 1 e 3. Na medida 2, deveriam medir do contorno externo da crista óssea alveolar até a cortical externa no ponto mais superior do contorno do canal mandibular na imagem (Figura 1).

Em cada corte selecionado, cada observador avaliou ainda a imagem do canal mandibular, atribuindo números de **3** a **0** de acordo com a visibilidade deste. O número **3** foi atribuído ao canal totalmente visível (com contorno totalmente corticalizado), o número **2** ao canal parcialmente visível (com contorno parcialmente corticalizado), o número **1** ao canal pouco visível (contorno não corticalizado) e o número **0** ao canal não definível. Em uma segunda sessão de avaliação, realizada após sete dias da primeira leitura, cada observador avaliou pela segunda vez uma amostra aleatória de 36 imagens do total dos cortes já analisados, repetindo as mesmas medidas.

Após a aquisição de todas as imagens, as mandíbulas foram seccionadas em uma máquina de corte (MODEL 650, South Bay Technology Inc, San Clemente, EUA) com disco diamantado (Struers A/S, Ballerup, Dinamarca), sob refrigeração à água, obtendo-se secções transversais ao longo eixo do corpo da mandíbula, que continham os sítios de mensuração. As medidas diretas foram obtidas com o auxílio de um paquímetro digital de resolução 0,01mm (Starret-727 6/150, Itu, Brasil), por meio de mensurações realizadas sobre os pontos predeterminados nos sítios de mensuração correspondentes aos cortes transversais das imagens tomográficas. Estes procedimentos foram realizados pela pesquisadora principal.

Análise estatística

Os programas Excell 2007 (Microsoft Corp.®, Washington, Redmond, Estados Unidos) e SPSS 18 (SPSS Inc., Chicago, Il, Estados Unidos) foram utilizados para a análise estatística.

Para a comparação estatística entre as medidas realizadas nas imagens e nas mensurações diretas, e para detectar a correlação estatística entre as medidas repetidas na 1ª e 2ª análise feita pelos observadores, foi realizado o teste Z para comparação de médias em amostras grandes ($n \geq 30$). Os valores de $P < 0,05$ foram considerados significativos.

O erro de medição absoluto de cada medida (1, 2 e 3) foi calculado subtraindo-se o valor das medidas obtidas nas imagens de TCFC do valor das medidas diretas. Além disso, os valores dos erros foram também registrados como número negativo e positivo para indicar a subestimação e a superestimação, respectivamente.

Para a comparação dos erros de medição absolutos entre os dois observadores foi aplicado o teste *t* de *Student* pareado. Para a análise estatística

dos erros de medição entre os três grupos de diferentes tamanhos de *voxel*, todos os dados foram submetidos inicialmente ao teste de *Shapiro-Wilk*, para verificar se apresentavam uma distribuição normal, e ao teste de *Levene* para verificar a homogeneidade das variâncias. De acordo com a natureza paramétrica ou não das variáveis avaliadas, foi utilizada a análise de variância (one-way ANOVA) e o teste *Kruskal-Wallis*. Os valores de $P < 0,05$ foram considerados significativos. A visibilidade do canal mandibular foi analisada por meio da realização de medida de frequência simples.

RESULTADOS

Não houve diferença estatisticamente significativa entre as medidas diretas e as mensurações realizadas nas imagens, tanto para o observador **1** ($P = 0,813468$), quanto para o observador **2** ($P = 0,891321$). Na análise intraobservadores, não houve diferença estatisticamente significativa entre as mensurações realizadas nas duas avaliações do observador **1** ($P = 0,945831$), e do observador **2** ($P = 0,997789$).

A comparação entre os erros de medição interobservadores mostrou que houve diferença estatisticamente significativa ($P < 0,05$) apenas na medida 3, nos sítios 1 e 2 (Tabela 1).

De modo geral não houve diferença estatisticamente significativa ($P < 0,05$) na comparação dos erros de medição entre os diferentes tamanhos de *voxel*, com exceção apenas da medida 2, no sítio 2, observador 1. (Tabela 2)

A média geral dos erros de medição foi de 0,23mm ($DP \pm 0,20$). A média dos erros de medição das medidas em altura (1 e 2) foi 0,18mm ($DP \pm 0,14$), e das medidas em largura (3) foi de 0,33mm ($DP \pm 0,25$).

Os erros de medição foram agrupados da seguinte forma: entre -1mm e -0,51mm; entre -0,50mm e <0; igual a 0; entre >0 e +0,50mm; entre +0,51mm e +1mm (Tabela 3). Todos os erros de medição foram inferiores a ± 1 mm. Do total das 648 mensurações nas imagens, houve subestimação dos valores reais em 60,2% dos casos (n= 390). As maiores subestimações (superiores a -0,51mm) ocorreram em 55(8,5%) casos, sendo que a medida 3 apresentou um maior número de ocorrências, com 49(7,6%) casos, seguida da medida 2 e 1, com 4(0,6%) e 2(0,3%), respectivamente. Entre os diferentes tamanhos de *voxel*, o número de maiores subestimações foi de 23(3,5%) para o *voxel* 0,4mm, seguido de 19 (2,9%) para o *voxel* 0,3mm e de 13(2,0%) para o *voxel* 0,2mm. As maiores superestimações (superiores a +0,51mm) ocorreram em um número bastante reduzido, perfazendo um total de 9 casos(1,4%). Entre os diferentes tamanhos de *voxel* o número de maiores superestimações foi de 7(1,1%) para o *voxel* 0,4mm e 2(0,3%) para o *voxel* 0,3mm. O *voxel* 0,2mm não apresentou nenhum erro de medição superior à +0,50mm.

Para a análise da visibilidade do canal mandibular os dois observadores juntos avaliaram 216 imagens transversais, sendo possível detectar a presença do canal mandibular em todas elas. Do total das imagens avaliadas, apenas cinco delas receberam a pontuação **1** (canal pouco visível). Para cada tamanho de *voxel*, 72 imagens foram avaliadas. O tamanho de *voxel* que apresentou um melhor desempenho, recebendo o maior percentual de pontuação **3** (canal totalmente visível), foi o *voxel* 0,2mm, com 86,1% (n= 62), seguido do *voxel* 0,3mm, com 70,8% (n= 51); e do *voxel* 0,4mm, com 55,6% (n= 40). Da mesma maneira, para cada sítio, 72 imagens foram avaliadas. O sítio que apresentou o maior percentual de

pontuação **3** foi o sítio 2, com 83,3% (n=60); seguido do sítio 1, com 73,6% (n= 53); e do sítio 3, com 55,6% (n=40) (Tabela 4 e Figura 2).

DISCUSSÃO

Neste estudo, avaliou-se imagens de TCFC obtidas em um aparelho bastante conhecido e utilizado, sendo essas imagens mensuradas por meio do programa fornecido pelo próprio fabricante. Tal programa está acessível a muitos dentistas que realizam tratamento com implantes e permite que o próprio profissional, por meio das ferramentas disponíveis, execute as mensurações necessárias ao planejamento pré-operatório. O objetivo do presente estudo foi verificar a acurácia de mensurações lineares e a visualização do canal mandibular nas imagens transversais de TCFC obtidas com diferentes tamanhos de *voxel*.

Segundo Klinge et al,²⁵ a técnica radiográfica ideal deveria permitir medições do canal mandibular em relação à crista alveolar dentro dos limites de 1mm, bem como permitir a avaliação da largura e inclinação do processo alveolar, e é recomendada uma margem de segurança de 1 a 2mm quando da proximidade com o canal mandibular. Os estudos de acurácia de mensurações para o planejamento de implantes avaliam as diferenças entre as medidas obtidas nas imagens e as medidas diretas, ou seja, os erros de medição. Tal erro de medição deve ser inferior a 1 mm.^{4,26}

Vários estudos têm avaliado a acurácia de mensurações em imagens de TCFC para implante na região posterior da mandíbula e encontrado resultados diversos. Em alguns, a comparação entre as imagens de TCFC e as medidas diretas não apontam diferenças estatisticamente significativas, em outros, apesar destas diferenças estarem presentes, não são consideradas como sendo clinicamente significativas. Pinsky et al,²⁷ utilizando o mesmo tipo de equipamento

do presente estudo, determinaram que, embora diferenças de 0,2mm entre as medidas realizadas no programa e as medidas diretas possam ser estatisticamente significativas, elas não são clinicamente significativas. Mischkowski et al,²⁸ pesquisando em crânios secos, relataram uma diferença média absoluta de 0,26 mm. Kobayashi et al⁴ realizaram estudo comparativo entre TC e TCFC com o uso de cinco mandíbulas de cadáveres humanos, comparando as medidas na imagem com as medidas diretas, e encontraram um erro médio de 0,22m para as imagens de TCFC. Estes resultados são muito próximos aos resultados do presente trabalho, onde a média dos erros encontrada foi de 0,23mm.

No presente estudo, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as medições nas imagens de TCFC e as medidas diretas, e os resultados apresentados indicam que as mensurações realizadas nas imagens transversais de TCFC, independente do tamanho de *voxel* utilizado, apresentam acurácia quando considerados os erros de medição inferiores a 1mm. De modo geral, não foi encontrada diferença estatisticamente significativa na acurácia entre as medidas obtidas nos diferentes tamanhos de *voxel* utilizados (0,2, 0,3 e 0,4mm), com exceção da medida 2 no sítio 2 para um dos observadores. Isto nos leva a concluir que, embora um *voxel* maior piore a qualidade da imagem, ele não deixa de ser acurado para a realização de medidas lineares. Este resultado é corroborado pelos resultados encontrados por outros autores.^{29,30} Damstra et al,²⁹ pesquisando a acurácia de medidas lineares de TCFC em mandíbulas secas, em diferentes tamanhos de *voxel*, concluíram que não houve diferença entre a acurácia das medições realizadas entre os grupos de 0,40 e 0,25 mm, sendo que os erros absolutos variaram de 0 a 0,16mm, confirmando a acurácia da TCFC para estes procedimentos. Em outro estudo, Ballrick et al,³⁰ analisando a acurácia de

mensurações e resolução espacial com uso de fantomas, no mesmo tipo de equipamento utilizado no presente estudo, em vários protocolos de aquisição de imagem e diferentes dimensões, não encontraram diferença estatisticamente significativa em termos de acurácia de mensuração entre os diferentes protocolos. Foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre as medições TCFC e as medições com o paquímetro, porém concluíram que isto provavelmente não é clinicamente significativo para a maioria das aplicações, já que a diferença média absoluta foi menor que 0,1 mm. Outra consideração importante é que, no estudo de Ballrick et al,³⁰ não houve efeito de volume parcial pois as medidas foram realizadas a partir do centro de marcadores metálicos (alto contraste), o que pode ter contribuído para a alta acurácia encontrada por aqueles autores. Em nosso estudo, as medições foram realizadas a partir do limite externo das corticais ósseas, onde o efeito de volume parcial se faz presente.

Os dados apontam uma tendência de as mensurações nas imagens subestimarem as medidas diretas. Isto ocorreu em 60,2% do total das 648 medidas realizadas. Este resultado é bastante semelhante ao encontrado por Damstra et al,²⁹ que foi de 60,7%. Em contrapartida, difere do resultado de 94,4% relatado por Ballrick et al.³⁰ O maior número de subestimações em nosso estudo ocorreu na faixa entre 0 e -0,51mm (51,7%), sendo que as subestimações superiores a -0,51mm ocorreram em 55 medidas (8,5%), e a maioria delas na medida 3, com a ocorrência de 49 medidas (7,6%). Uma explicação possível para este achado é que, segundo os observadores, houve uma maior dificuldade de medição na medida 3, possivelmente pelo fato de, nas regiões posteriores das mandíbulas edêntulas, o processo alveolar encontrar-se inclinado e mais alargado, dificultando o posicionamento do cursor no ponto da cortical óssea referido pelo marcador de guta-

percha na imagem exatamente correspondente ao ponto medido na mandíbula. Isso pode ter levado a um erro sistemático de medição nesta medida específica.

Outro aspecto importante que foi percebido pelos observadores durante as avaliações foi a dificuldade em realizar medições consecutivas em centésimos de milímetros. No programa, as medidas são obtidas utilizando o mouse para posicionar o cursor em determinado ponto e, deslizando o mouse, traçar uma linha até o próximo ponto de medição. Apesar das medidas serem registradas em centésimos de milímetros, as variações no movimento da linha de medição não necessariamente respeita esta unidade de medida, variando em décimos de milímetro. Em geral, o intervalo entre uma medida e seu valor seguinte correspondia ao valor do tamanho do *voxel* da imagem avaliada, mas esta relação só ocorria quando as linhas traçadas eram exatamente horizontais ou verticais. Assim, a sensibilidade do mouse³¹ e as limitações da própria ferramenta do programa podem ter sido, em parte, responsáveis por uma maior diferença entre as medidas.

Para que uma adequada mensuração da estrutura óssea disponível na região posterior da mandíbula seja realizada, a visualização do canal mandibular é imprescindível. Em um dos primeiros estudos publicados relatando o uso da TCFC para o planejamento de implantes na região posterior da mandíbula, Ito et al,¹⁸ afirmaram que as imagens obtidas apresentaram excelentes informações para avaliar a morfologia óssea e para mostrar a localização do nervo alveolar inferior, sendo muito úteis no planejamento pré-operatório. Nakagawa et al.¹⁷, avaliando a utilidade da TCFC na avaliação pré-operatória de terceiro molar impactado na mandíbula, concluíram que a TCFC descreveu mais claramente a posição do canal mandibular em comparação com as radiografias convencionais. Pawelzik et al,³² compararam as imagens reformatadas panorâmicas e transversais em TCFC com

radiografias panorâmicas convencionais de dez pacientes na avaliação da visibilidade geométrica, topográfica e anatômica, antes da realização de cirurgia de 3º molar. Eles concluíram que as imagens transversais de TCFC ofereceram uma percepção significativamente mais clara do curso do canal mandibular, sendo possível avaliar a relação deste com a anatomia adjacente em 90% das imagens transversais de TCFC. Este percentual foi inferior ao encontrado no presente trabalho, onde o canal mandibular pôde ser visto em 100% das imagens transversais. Isto possivelmente se deve ao fato de o presente estudo ter sido realizado com mandíbulas secas, o que favorece a melhoria da qualidade da imagem, e conseqüentemente pode melhorar a visualização das estruturas ósseas.

A melhoria da qualidade da imagem também está relacionada ao menor tamanho do *voxel*, o que pode também influenciar a capacidade diagnóstica. Liedke et al²⁴ ao pesquisar reabsorções radiculares externas simuladas, em dentes examinados em um equipamento similar ao do nosso estudo, escaneados em três tamanhos de voxel (0,2mm, 0,3mm e 0,4mm) concluíram que, embora os resultados nos diferentes tamanhos de *voxel* tenham sido semelhantes, o diagnóstico foi facilitado quando utilizados os tamanho *voxels* de tamanho 0,2 e 0,3 mm. No presente trabalho, foi encontrado resultado semelhante quando se comparou a visualização do canal mandibular nos três diferentes tamanhos de *voxel*. Verificou-se que o *voxel* de 0,2mm apresentou um percentual mais elevado (86,1%) de canais totalmente visíveis nas 72 imagens avaliadas em cada tamanho de voxel, seguido do *voxel* de 0,3mm (70,8%), e do *voxel* de 0,4mm (55,6%).

Em relação à visualização do canal mandibular entre os três diferentes sítios, o sítio 2 (região do 1º molar) apresentou o maior percentual, com 83,3% de canais totalmente visíveis nas 72 imagens avaliadas. Já o sítio 3 (região do 2º pré-molar)

apresentou um menor percentual, com 55,6% dos canais totalmente visíveis. Este resultado encontra semelhança com o estudo recente de Angelopoulos et al,³³ entretanto, estes autores comparam as imagens panorâmicas reformatadas de TCFC, e não a imagens transversais, como parte da avaliação pré-implante. Eles verificaram que o terço posterior do canal mandibular (área de ramo mandibular) foi melhor representado, seguido do terço médio (área dos molares) e do terço anterior (área dos pré-molares) o qual teve uma representação de qualidade inferior. Uma explicação para esta variação entre os terços pode ser parcialmente atribuída às variações da estrutura anatômica em si. O canal mandibular pode apresentar diferentes configurações anatômicas, pode variar dentro do mesmo indivíduo, mudando o seu curso, à medida que se dirige a região anterior.³⁴ Outra consideração importante é que o canal mandibular nem sempre apresenta um contorno radiopaco, pois sua radiopacidade depende da presença ou não de corticalização.³³ Na presente investigação, o canal era considerado totalmente visível quando se apresentava totalmente corticalizado.

Além da qualidade da imagem, outro aspecto fundamental a ser considerado previamente à solicitação de um exame de TCFC é a dose de radiação a qual o paciente será exposto. De modo geral, a dose de radiação na TCFC é bem inferior à dose de radiação da TC. Quando comparados os FOVs similares entre as duas técnicas tomográficas, uma redução de mais de 10 vezes da dose da TC pode ser observada na TCFC.³⁵ Nos exames de FOV médio, a dose efetiva do protocolo de imagens dento-maxilo-facial da TC foi de 1,5 a 12,3 vezes maior em relação à TCFC.³⁶ Nos diferentes equipamentos de TCFC, o tamanho do voxel pode variar desde 0,4 até 0,125mm,³ e o seu tamanho apresenta relação com a exposição à radiação e também com a qualidade da imagem. Quanto menor for o tamanho do

voxel, maior a resolução e melhor a qualidade da imagem. Entretanto, a escolha de um menor tamanho de *voxel* demanda um aumento no tempo de escaneamento, expondo o paciente a uma dose de radiação mais elevada.²⁹ Neste sentido, é imprescindível uma avaliação criteriosa entre a necessidade da escolha de um protocolo de exame que ofereça uma melhor qualidade de imagem e a dose de radiação que será empregada.

Dentro dos limites do presente estudo, *in vitro*, realizado em mandíbulas secas, os resultados encontrados confirmam a acurácia das mensurações lineares nas imagens de TCFC e o alto desempenho desta modalidade de imagem na visibilidade do canal mandibular, independente do tamanho de *voxel* utilizado. Porém, na prática clínica, a presença de tecidos moles e a possível movimentação do paciente durante um escaneamento mais demorado pode diminuir a qualidade da imagem, prejudicando o desempenho diagnóstico. Assim, cada caso deve ser avaliado individualmente e com critério, e a escolha do protocolo de exame para o planejamento de implantes deve levar em conta a necessidade diagnóstica, os potenciais riscos e os efetivos benefícios produzidos.

CONCLUSÕES

As imagens transversais de TCFC mostram-se aceitáveis para mensurações lineares na região posterior da mandíbula e com um alto desempenho na visualização do canal mandibular nos três diferentes tamanhos de *voxel* analisados. Os resultados deste estudo apontam a opção por um tamanho de *voxel* de 0,3mm como sendo a mais propícia, pois conjuga boa qualidade da imagem e baixa dose de radiação.

REFERÊNCIAS

1. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: Preliminary results. *Eur Radiol* 1998;8:1558-1564.
2. Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 1999;28:245-248.
3. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 2006;72:75-80.
4. 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.
5. Loubele M, Guerrero ME, Jacobs R, Suetens P, van Steenberghe D. A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:446-454.
6. Araki K, Maki K, Seki K, et al. Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercurRay): System configuration and physical properties. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:51-59.
7. Hashimoto K, Kawashima S, Kameoka S, et al. Comparison of image validity between cone beam computed tomography for dental use and multidetector row helical computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2007;36:465-471.
8. Yamamoto K, Ueno K, Seo K, Shinohara D. Development of dento-maxillofacial cone beam X-ray computed tomography system. *Orthod Craniofac Res* 2003;6 (Suppl.1):160-162.
9. Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003;95:371-377.
10. Tsiklakis K, Syriopoulos K, Stamatakis HC. Radiographic examination of the temporomandibular joint using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:196-201.
11. 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.

12. Moreira CR, Sales MA, Lopes PM, Cavalcanti MG. Assessment of linear and angular measurements on three-dimensional cone-beam computed tomographic images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;108:430-436.
13. Tyndall DA, Rathore S. Cone-beam CT diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications. *Dent Clin North Am* 2008;52:825-841.
14. Mengel R, Kruse B, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of peri-implant defects: an in vitro study on native pig mandibles. *J Periodontol* 2006;77:1234-1241.
15. Misch KA, Yi ES, Sarment DP. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. *J Periodontol* 2006;77:1261-1266.
16. Grimard BA, Hoidal MJ, Mills MP, Mellonig JT, Nummikoski PV, Mealey BL. Comparison of clinical, periapical radiograph, and cone-beam volume tomography measurement techniques for assessing bone level changes following regenerative periodontal therapy. *J Periodontol* 2009;80:48-55.
17. Nakagawa Y, Kobayashi K, Ishii H, et al. Preoperative application of limited cone beam computerized tomography as an assessment tool before minor oral surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002;31:322-326.
18. Ito K, Gomi Y, Sato S, Arai Y, Shinoda K. Clinical application of a new compact CT system to assess 3-D images for the preoperative treatment planning of implants in the posterior mandible. A case report. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:539-542.
19. Sato S, Arai Y, Shinoda K, Ito K. Clinical application of a new cone-beam computerized tomography system to assess multiple two-dimensional images for the preoperative treatment planning of maxillary implants: Case reports. *Quintessence Int.* 2004;35:525-528.
20. Hatcher DC, Dial C, Mayorga C. Cone beam CT for pre-surgical assessment of implant sites. *J Calif Dent Assoc.* 2003;31:825-833.
21. Harris D, Buser D, Dula K, et al. E.A.O. guidelines fo the use of diagnostic imaging in implant dentistry. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration in Trinity College Dublin. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:566-570.
22. 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:e34-e42.
23. 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.

24. Liedke GS, da Silveira HE, da Silveira HL, Dutra V, de Figueiredo JA. Influence of voxel size in the diagnostic ability of cone beam tomography to evaluate simulated external root resorption. *J Endod* 2009;35:233-235.
25. Klinge B, Petersson A, Maly P. Location of the mandibular canal: comparison of macroscopic findings, conventional radiography, and computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:327-332.
26. Wyatt CC, Pharoah MJ. Imaging techniques and image interpretation for dental implant treatment. *Int J Prosthodont* 1998;11:442-452.
27. 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.
28. Mischkowski RA, Pulsfort R, Ritter L, Neugebauer J, Brochhagen HG, Keeve E, Zöller JE. Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;104:551-559.
29. Damstra J, Fourie Z, Huddleston Slater JJ, Ren Y. Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface models of different voxel sizes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:16.e1-16.e6.
30. Ballrick JW, Palomo JM, Ruch E, Amberman BD, Hans MG. Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography machine. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:573-582.
31. 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.
32. Pawelzik J, Cohnen M, Willers R, Becker J. A comparison of conventional panoramic radiographs with volumetric computed tomography images in the preoperative assessment of impacted mandibular third molars. *J Oral Maxillofac Surg* 2002;60:979-984.
33. Angelopoulos C, Thomas SL, Hechler S, Parissis N, Hlavacek M. Comparison between digital panoramic radiography and cone-beam computed tomography for the identification of the mandibular canal as part of presurgical dental implant assessment. *J Oral Maxillofac Surg* 2008;66:2130-2135.
34. Greenstein G, Cavallaro J, Tarnow D. Practical application of anatomy for the dental implant surgeon. *J Periodontol* 2008;79:1833-1846.
35. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, et al. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol* 2009;71:461-468.

36. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;106:106-114.

2.1.1 Tabelas

Tabela 1 Estatística descritiva dos erros de medição interobservadores

MEDIDA	SITIO	OBS 1				OBS 2				valor <i>P</i>
		média	DP	mínimo	máximo	média	DP	mínimo	máximo	
1	1	0,14	0,11	0	0,45	0,17	0,12	0	0,41	0,2959
	2	0,15	0,11	0,01	0,48	0,16	0,10	0,01	0,45	0,5978
	3	0,21	0,18	0	0,76	0,18	0,12	0,01	0,52	0,3586
2	1	0,24	0,18	0,01	0,72	0,18	0,14	0,02	0,58	0,0806
	2	0,19	0,16	0,01	0,61	0,18	0,13	0,02	0,51	0,6662
	3	0,18	0,16	0	0,75	0,19	0,18	0	0,84	0,7439
3	1	0,54	0,27	0,02	0,98	0,32	0,18	0	0,69	<0,05*
	2	0,38	0,30	0,03	0,98	0,22	0,17	0,01	0,69	<0,05*
	3	0,29	0,22	0	0,81	0,23	0,20	0	0,71	0,1533

Tabela 2 Estatística descritiva dos erros de medição entre os diferentes tamanhos de voxel

OBS	MEDIDA	SITIO	voxel 0,2				voxel 0,3				voxel 0,4				valor <i>P</i>
			média	DP	mínimo	máximo	média	DP	mínimo	máximo	média	DP	mínimo	máximo	
1	1	1	0,16	0,13	0	0,45	0,12	0,09	0	0,26	0,15	0,12	0,01	0,36	0,7089
		2	0,11	0,09	0,01	0,29	0,17	0,13	0,01	0,48	0,16	0,11	0,03	0,41	0,3869
		3	0,24	0,23	0	0,76	0,23	0,18	0,01	0,52	0,17	0,12	0,02	0,40	0,5715
	2	1	0,19	0,14	0,01	0,42	0,21	0,12	0,03	0,48	0,32	0,25	0,02	0,72	0,3567
		2	0,09	0,07	0,01	0,18	0,24	0,19	0,02	0,61	0,24	0,17	0,06	0,54	<0,05*
		3	0,10	0,10	0	0,37	0,17	0,13	0,02	0,43	0,27	0,20	0,03	0,75	0,0618
	3	1	0,50	0,26	0,10	0,89	0,59	0,26	0,14	0,95	0,54	0,31	0,02	0,98	0,7446
		2	0,36	0,31	0,06	0,98	0,40	0,29	0,03	0,84	0,37	0,32	0,04	0,92	0,9600
		3	0,26	0,23	0,02	0,78	0,33	0,25	0	0,81	0,27	0,19	0,02	0,57	0,7833
2	1	1	0,19	0,08	0,09	0,35	0,15	0,13	0	0,38	0,18	0,15	0,01	0,41	0,7447
		2	0,16	0,09	0,01	0,34	0,17	0,11	0,05	0,45	0,16	0,08	0,05	0,29	0,9852
		3	0,18	0,11	0,01	0,41	0,15	0,10	0,01	0,33	0,21	0,14	0,04	0,52	0,4638
	2	1	0,15	0,15	0,02	0,58	0,17	0,13	0,02	0,48	0,22	0,13	0,02	0,38	0,2579
		2	0,17	0,11	0,02	0,36	0,22	0,16	0,06	0,51	0,15	0,12	0,03	0,35	0,4629
		3	0,12	0,09	0,00	0,30	0,19	0,20	0,03	0,66	0,25	0,23	0,03	0,84	0,2438
	3	1	0,28	0,14	0,06	0,52	0,27	0,17	0,06	0,60	0,42	0,21	0	0,69	0,0867
		2	0,17	0,09	0,01	0,35	0,19	0,15	0,03	0,54	0,31	0,22	0,07	0,69	0,2226
		3	0,16	0,18	0	0,54	0,24	0,18	0	0,56	0,27	0,22	0,01	0,71	0,4240

Tabela 3 Distribuição total dos erros de medição

VOXEL	MEDIDA	SITIO	ERROS EM MILÍMETROS										Total	
			-1 à -0,51		-0,50 à <0		0		>0 à +0,50		+0,51 à +1			
			n	(%)	n	(%)	n	(%)	n	(%)	n	(%)	n	(%)
0,2	1	1	0	0	16	2,5	1	0,2	7	1,1	0	0	24	3,7
		2	0	0	14	2,2	0	0	10	1,5	0	0	24	3,7
		3	1	0,2	10	1,5	1	0,2	12	1,9	0	0	24	3,7
	2	1	1	0,2	12	1,9	0	0	11	1,7	0	0	24	3,7
		2	0	0	12	1,9	0	0	12	1,9	0	0	24	3,7
		3	0	0	11	1,7	3	0,5	10	1,5	0	0	24	3,7
	3	1	5	0,8	17	2,6	0	0	2	0,3	0	0	24	3,7
		2	3	0,5	16	2,5	0	0	5	0,8	0	0	24	3,7
		3	3	0,5	9	1,4	1	0,2	11	1,7	0	0	24	3,7
<i>Total</i>			13	2,0	117	18,1	6	0,9	80	12,3	0	0	216	33,3
0,3	1	1	0	0	19	2,9	2	0,3	3	0,5	0	0	24	3,7
		2	0	0	13	2,0	0	0	11	1,7	0	0	24	3,7
		3	1	0,2	9	1,4	0	0	14	2,2	0	0	24	3,7
	2	1	0	0	10	1,5	0	0	14	2,2	0	0	24	3,7
		2	0	0	10	1,5	0	0	12	1,9	2	0,3	24	3,7
		3	1	0,2	13	2,0	0	0	10	1,5	0	0	24	3,7
	3	1	8	1,2	15	2,3	0	0	1	0,2	0	0	24	3,7
		2	5	0,8	19	2,9	0	0	0	0	0	0	24	3,7
		3	4	0,6	14	2,2	2	0,3	4	0,6	0	0	24	3,7
<i>Total</i>			19	2,9	122	18,8	4	0,6	69	10,6	2	0,3	216	33,3
0,4	1	1	0	0	17	2,6	0	0	7	1,1	0	0	24	3,7
		2	0	0	9	1,4	0	0	15	2,3	0	0	24	3,7
		3	0	0	11	1,7	0	0	12	1,9	1	0,2	24	3,7
	2	1	0	0	8	1,2	0	0	13	2,0	3	0,5	24	3,7
		2	1	0,2	10	1,5	0	0	12	1,9	1	0,2	24	3,7
		3	1	0,2	7	1,1	0	0	15	2,3	1	0,2	24	3,7
	3	1	13	2,0	9	1,4	1	0,2	1	0,2	0	0	24	3,7
		2	5	0,8	14	2,2	0	0	4	0,6	1	0,2	24	3,7
		3	3	0,5	11	1,7	0	0	10	1,5	0	0	24	3,7
<i>Total</i>			23	3,5	96	14,8	1	0,2	89	13,7	7	1,1	216	33,3
Total Geral			55	8,5	335	51,7	11	1,7	238	36,7	9	1,4	648	100

2.1.2 Figuras

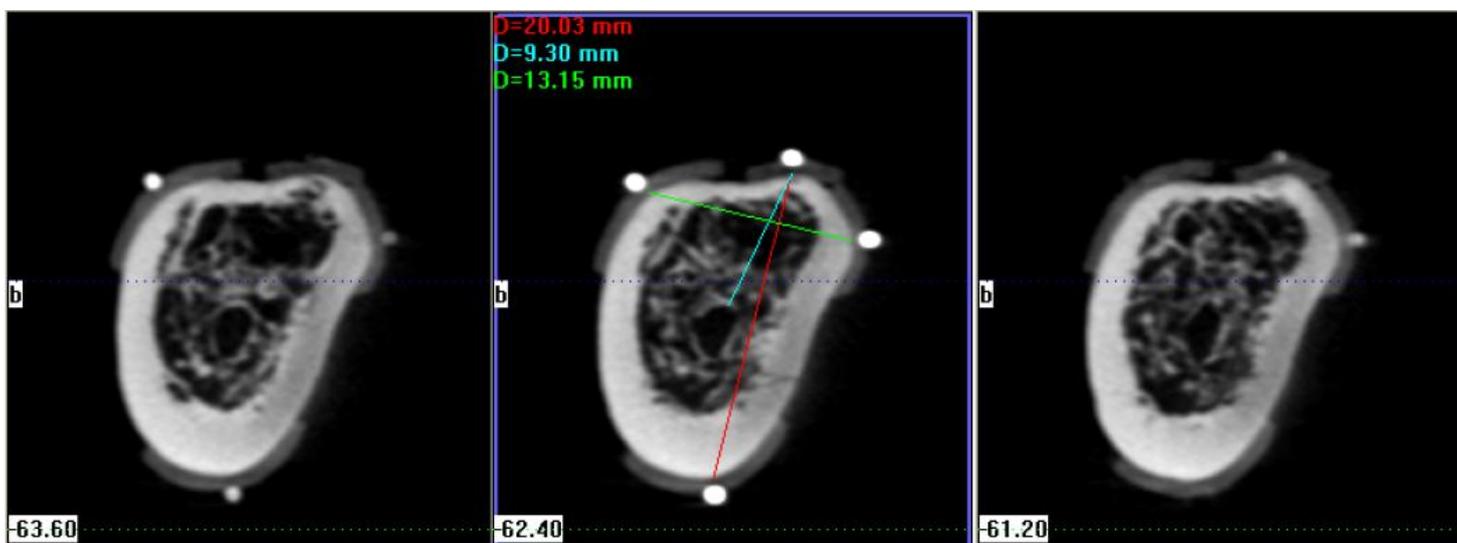


Figura 1 Exemplo das medidas realizadas nas imagens transversais.

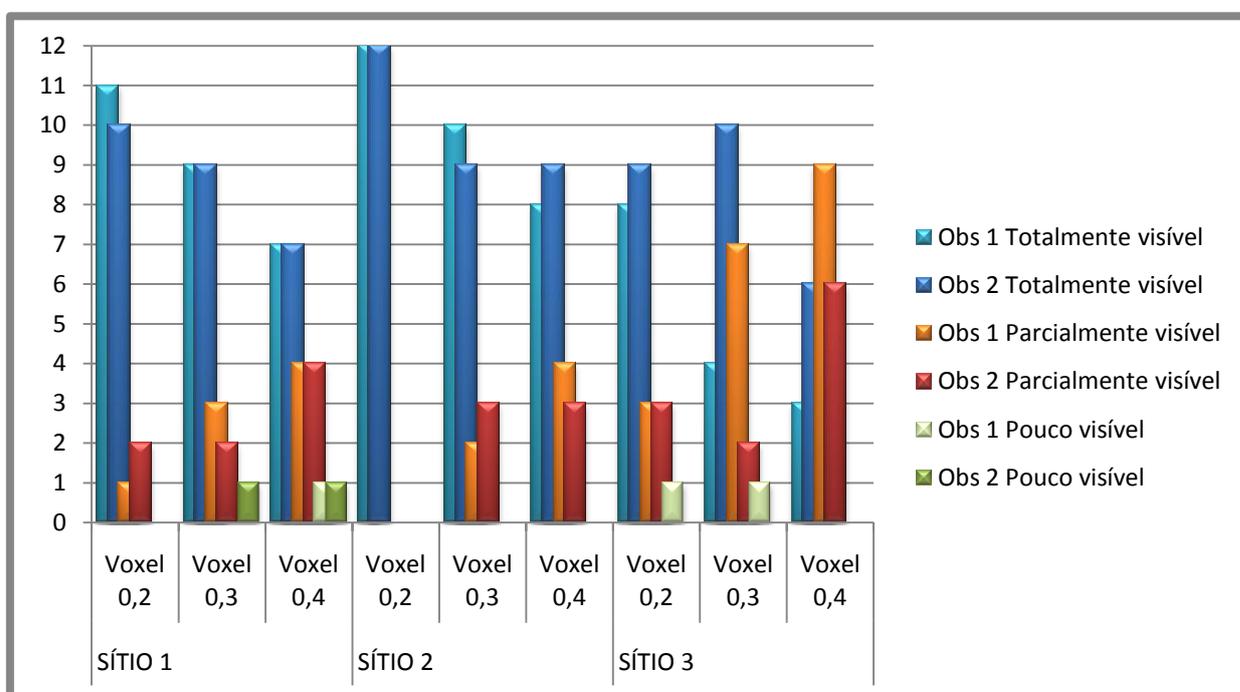


Figura 2 Distribuição total da visibilidade do canal mandibular entre voxels e sítios.

REFERÊNCIAS

1. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, van Steenberghe D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Investig* 2006;10:1-7.
2. Dula K, Mini R, van der Stelt PF, Buser D. The radiographic assessment of implant patients: Decision-making criteria. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:80-89.
3. Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res* 2003;6 (Suppl.1):31- 36.
4. Ito K, Gomi Y, Sato S, Arai Y, Shinoda K. Clinical application of a new compact CT system to assess 3-D images for the preoperative treatment planning of implants in the posterior mandible. A case report. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:539-542.
5. Sato S, Arai Y, Shinoda K, Ito K. Clinical application of a new cone-beam computerized tomography system to assess multiple two-dimensional images for the preoperative treatment planning of maxillary implants: Case reports. *Quintessence Int.* 2004;35:525-528.
6. Hatcher DC, Dial C, Mayorga C. Cone beam CT for pre-surgical assessment of implant sites. *J Calif Dent Assoc.* 2003;31:825-833.
7. 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.
8. Klinge B, Petersson A, Maly P. Location of the mandibular canal: comparison of macroscopic findings, conventional radiography, and computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:327-332.
9. Bou Serhal C, van Steenberghe D, Quirynen M, Jacobs R. Localisation of the mandibular canal using conventional spiral tomography: a human cadaver study. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:230-236.
10. Angelopoulos C, Thomas SL, Hechler S, Parissis N, Hlavacek M. Comparison between digital panoramic radiography and cone-beam computed tomography for the identification of the mandibular canal as part of presurgical dental implant assessment. *J Oral Maxillofac Surg* 2008;66:2130-2135.
11. Greenstein G, Cavallaro J, Tarnow D. Practical application of anatomy for the dental implant surgeon. *J Periodontol* 2008;79:1833-1846.

12. 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.
13. White SC, Heslop EW, Hollender LG, Mosier KM, Ruprecht A, ShROUT MK. Parameters of radiologic care: An official report of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2001;91:498-511.
14. Suomalainen A, Vehmas T, Kortensniemi M, Robinson S, Peltola J. Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:10-17.
15. Harris D, Buser D, Dula K, et al. E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration in Trinity College Dublin. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:566-570.
16. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 2006;72:75-80.
17. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: Preliminary results. *Eur Radiol* 1998;8:1558-1564.
18. Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 1999;28:245-248.
19. Tsiklakis K, Syriopoulos K, Stamatakis HC. Radiographic examination of the temporomandibular joint using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:196-201.
20. 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.
21. Moreira CR, Sales MA, Lopes PM, Cavalcanti MG. Assessment of linear and angular measurements on three-dimensional cone-beam computed tomographic images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;108:430-436.
22. Tyndall DA, Rathore S. Cone-beam CT diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications. *Dent Clin North Am* 2008;52:825-841.
23. Mengel R, Kruse B, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of peri-implant defects: an in vitro study on native pig mandibles. *J Periodontol* 2006;77:1234-1241.
24. Misch KA, Yi ES, Sarment DP. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. *J Periodontol* 2006;77:1261-1266.

25. Grimard BA, Hoidal MJ, Mills MP, Mellonig JT, Nummikoski PV, Mealey BL. Comparison of clinical, periapical radiograph, and cone-beam volume tomography measurement techniques for assessing bone level changes following regenerative periodontal therapy. *J Periodontol* 2009;80:48-55.
26. Nakagawa Y, Kobayashi K, Ishii H, et al. Preoperative application of limited cone beam computerized tomography as an assessment tool before minor oral surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002;31:322-326.
27. Loubele M, Guerrero ME, Jacobs R, Suetens P, van Steenberghe D. A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:446-454.
28. Araki K, Maki K, Seki K, et al. Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercuRay): System configuration and physical properties. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:51-59.
29. Hashimoto K, Kawashima S, Kameoka S, et al. Comparison of image validity between cone beam computed tomography for dental use and multidetector row helical computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2007;36:465-471.
30. Yamamoto K, Ueno K, Seo K, Shinohara D. Development of dento-maxillofacial cone beam X-ray computed tomography system. *Orthod Craniofac Res* 2003;6 (Suppl.1):160-162.
31. Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003;95:371-377.
32. Brown AA, Scarfe WC, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. *Angle Orthod* 2009;79:150-157.
33. 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.
34. Liedke GS, da Silveira HE, da Silveira HL, Dutra V, de Figueiredo JA. Influence of voxel size in the diagnostic ability of cone beam tomography to evaluate simulated external root resorption. *J Endod* 2009;35:233-235.
35. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, et al. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol* 2009;71:461-468.
36. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;106:106-114.

37. Damstra J, Fourie Z, Huddleston Slater JJ, Ren Y. Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface models of different voxel sizes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:16.e1-16.e6.
38. 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.
39. Sakabe J, Kuroki Y, Fujimaki S, Nakajima I, Honda K. Reproducibility and accuracy of measuring unerupted teeth using limited cone beam X-ray CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2007;36:2-6.
40. Lascala CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:291-294.
41. Honda K, Arai Y, Kashima M, et al. Evaluation of the usefulness of the limited cone-beam CT (3DX) in the assessment of the thickness of the roof of the glenoid fossa of the temporomandibular joint. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:391-395.
42. 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:e34-e42.
43. Mischkowski RA, Pulsfort R, Ritter L, Neugebauer J, Brochhagen HG, Keeve E, Zöller JE. Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;104:551-559.
44. Hochman B, Nahas FX, Filho RSO, Ferreira L M. Desenhos de pesquisa. *Acta Cir Bras* 2005; 20:02-09.
45. Melki JAD, Martin CCS, Simões AL. Procedimentos em exumações para investigação de vínculo genético em ossos. *Rev Saúde Pública* 2001; 35: 368-374.

APÊNDICE A - METODOLOGIA EXPANDIDA

Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina (certificado nº 307/2009 - Anexo A).

1 Delineamento do estudo

Foi realizado um estudo experimental *in vitro*, transversal, analítico de acurácia, apresentando como “padrão-ouro” o método de mensuração direta.⁴⁴

2 Plano amostral

O presente estudo utilizou-se de uma amostragem não-probabilística intencional. Mandíbulas de cadáveres humanos, sem identificação de idade, gênero ou raça, foram utilizadas no experimento. As mesmas foram doadas pela Secretaria Municipal de Urbanismo e Serviços Públicos de Florianópolis, SC (Cemitério São Francisco de Assis/Itacorubi) à Disciplina de Radiologia do Departamento de Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina (processo nº 42896/2008).

2.1 Seleção da amostra

As mandíbulas doadas para o estudo foram inicialmente lavadas com água e sabão para a retirada de terra e outras impurezas grosseiras. Em seguida, foram imersas por um período de 24 horas em um recipiente contendo água e peróxido de

hidrogênio a 120 volumes (concentração de 2,50 volumes), enxaguadas e submetidas à secagem natural.⁴⁵ Após a secagem, foram pré-selecionadas por meio de exame visual.

Dentre as mandíbulas pré-selecionadas visualmente, foram incluídas na amostra aquelas que apresentavam o lado direito e/ou esquerdo (hemimandíbulas) com áreas posteriores edêntulas e com cristas ósseas alveolares corticalizadas.

Na sequência, as mandíbulas foram avaliadas radiograficamente para a análise de sua estrutura óssea. Radiografias panorâmicas foram obtidas de todos os espécimes, previamente identificados com números de chumbo, utilizando um aparelho radiográfico extra-bucal do Ambulatório de Radiologia da Disciplina de Radiologia Odontológica do Centro de Ciências da Saúde da UFSC (J. Morita Superreview, Kyoto, Japão) e filmes radiográficos extra-bucais de tamanho 15x30cm (Eastman Kodak Co., Rochester, EUA). Uma processadora automática Revell (X- Tec, São Paulo, Brasil), operando com um ciclo de 2,5 minutos e utilizando soluções químicas da Kodak RO X-Omat (Eastman Kodak Co., Rochester, EUA) foram utilizados no processamento radiográfico. As radiografias obtidas foram posteriormente analisadas em negatoscópio de luz transmitida, em ambiente de baixa luminosidade, com auxílio de máscaras e lente de aumento.

Do conjunto de mandíbulas analisadas, as hemimandíbulas que apresentavam atrofia óssea severa, alvéolos remanescentes, presença de alterações patológicas ou dentes inclusos nas regiões de interesse foram excluídas da amostra.

Um total de doze hemimandíbulas foram selecionadas para o presente estudo estudo.

3 Variáveis do estudo

3.1 Variáveis dependentes:

- (a) medidas lineares dos processos alveolares das hemimandíbulas da amostra
- (b) visibilidade dos canais mandibulares

3.2 Variáveis independentes:

- (a) tamanhos de *voxel* (0,2, 0,3 e 0,4mm)
- (b) sítios de mensuração
- (c) observadores

4 Métodos

4.1 Preparação das hemimandíbulas

As doze hemimandíbulas selecionadas para o estudo foram identificadas com uma numeração na superfície vestibular do ramo mandibular, feita com o auxílio de um marcador permanente de 1.0mm de diâmetro (Pilot, São Paulo, Brasil).

4.2 Seleção dos sítios de mensuração

Em cada uma das doze hemimandíbulas, foram selecionados três sítios de mensuração, localizados na região compreendida entre o 2º pré-molar e o 2º molar,

nos lados direito e esquerdo, perfazendo um total de 36 sítios de medidas. A distância méso-distal mínima estabelecida entre sítios vizinhos foi de 4 mm.

4.3 Identificação e distribuição dos sítios de mensuração

Para a identificação de cada sítio de mensuração, foi traçada, com o auxílio de uma lapiseira 0.9 mm e um esquadro, uma linha vertical perpendicular à base da mandíbula, delineando todo o contorno ósseo da mesma (cortical vestibular, crista óssea alveolar, cortical lingual e cortical basal). Em cada uma das quatro superfícies (vestibular, alveolar, lingual e basal), um ponto foi feito sobre a linha traçada, com o auxílio do marcador permanente 1.0mm. Estes quatro pontos serviram de referência para a obtenção das medidas diretas e a marcação posterior do sítio para as imagens tomográficas.

Os sítios selecionados foram distribuídos em três grupos diferentes, de acordo com a sua localização ântero-posterior. Os sítios localizados mais posteriormente, próximos à região do 2º molar, foram identificados e agrupados como **sítio 1**; os sítios localizados mais anteriormente, próximos à região do 2º pré-molar, foram identificados e agrupados como **sítio 3**; os sítios localizados entre os sítios 1 e 3, região do 1º molar, foram identificados e agrupados como **sítio 2**. Tal distribuição foi realizada a partir da constatação de diferenças anatômicas relevantes entre os três sítios, na grande maioria das hemimandíbulas, tanto em relação à variação de suas alturas ósseas, como à variação do curso do canal mandibular entre os três sítios.

4.4 Marcação dos sítios de mensuração

Para que pudessem ser identificados nas imagens tomográficas, os sítios de mensuração foram delimitados com marcadores radiopacos confeccionados com fragmentos de cones de gutta-percha (Endpoints, Rio de Janeiro, Brasil) cortados com tamanho aproximado de 1mm. Estes marcadores foram fixados sobre os pontos feitos anteriormente com o auxílio de fita adesiva dupla face de 2mm de espessura (Scotch[®]3M, São Paulo, Brasil), e recobertos com fita adesiva transparente (Scotch[®]3M, São Paulo, Brasil) para garantir que fossem mantidos na posição correta.

4.5 Aquisição das imagens tomográficas

As imagens base de TCFC foram obtidas no tomógrafo computadorizado de feixe cônico i-CAT (Imaging Sciences International, Inc, Hatfield, EUA), utilizando 120 kV de kilovoltagem e de 3 a 8 mA de miliamperagem. Para a aquisição das imagens, cada mandíbula foi posicionada no aparelho e escaneada três vezes, sendo as imagens-base obtidas de acordo com três protocolos diferentes, dependendo do tamanho de *voxel* desejado: *voxel* de 0,4mm (FOV de 8 cm e 20s de tempo de aquisição), *voxel* de 0.3mm (FOV de 8 cm e 20s de tempo de aquisição) e *voxel* de 0.2mm (FOV de 8cm e 40s de tempo de aquisição). As imagens foram processadas e reconstruídas na estação de trabalho, utilizado o programa do próprio equipamento, armazenadas em arquivo DICOM, que foram importadas para o programa i-CAT Vision (Imaging Sciences International, Inc, Hatfield, PA, EUA) e gravadas em CD (um para cada mandíbula).

4.6 Preparação das imagens tomográficas

As imagens foram transferidas para um computador portátil Aspire 5310 (Acer Inc, Taiwan, China), equipado com o programa i-CAT Vision e preparadas para o estudo pela pesquisadora principal.

Para a preparação das imagens, na imagem axial o arco mandibular foi definido de modo a permitir que os cortes transversais fossem perpendiculares, ou seja, estivessem posicionados em um ângulo de 90° em relação às superfícies vestibulares e linguais da mandíbula. Na tela para implante, a imagem selecionada para a realização posterior das mensurações foi aquela que continha os quatro marcadores de guta-percha bem visíveis. Foi escolhida uma espessura de corte de 1,2mm para todas as imagens, visto que esta era uma espessura possível de ser selecionada nos três diferentes tamanhos de *voxel* e que possibilitava manter os marcadores de guta-percha inteiramente dentro do corte selecionado.

As doze hemimandíbulas, cada uma com três sítios, escaneadas com três tamanhos de *voxel* diferentes, geraram 108 imagens de cortes transversais a serem analisadas. As imagens preparadas foram salvas no programa e posteriormente submetidas à avaliação dos observadores.

4.7 Avaliação das imagens tomográficas

As 108 imagens dos cortes transversais foram avaliadas aleatoriamente, sem conhecimento do protocolo de aquisição das imagens e de forma independente por dois observadores, ambos cirurgiões-dentistas, especialistas e pós-graduados em Radiologia Odontológica. Todas as avaliações foram feitas no programa i-CAT

Vision, no mesmo computador onde foram preparadas, utilizando um monitor de LCD de 15 polegadas e sob luz ambiente de baixa intensidade. As imagens foram apresentadas aos observadores pela pesquisadora principal na tela do programa utilizada para o planejamento de implantes, com os cortes transversais em formato de exibição de 3x1, sendo centralizado o corte previamente selecionado na preparação das imagens. Aos observadores foi permitido ajustar o zoom, o brilho e o contraste da imagem por meio da utilização das ferramentas disponíveis no próprio programa. Não foi determinado tempo limite para as avaliações.

Cada observador realizou três medidas diferentes em cada corte selecionado utilizando a ferramenta de mensuração do próprio programa, que fornece medidas em centésimo de milímetros. A **medida 1** (rebordo-basal) correspondia à altura total da mandíbula, da porção mais externa da crista óssea alveolar até a porção mais externa da cortical inferior da mandíbula; a **medida 2** (rebordo-canal) correspondia à altura do osso alveolar a partir do limite superior do canal mandibular, e a **medida 3** (vestibular-lingual) correspondia à largura do rebordo alveolar no sentido vestibulo-lingual. Para todas as medições, os centros dos marcadores de guta-percha foram utilizados como referência. Utilizando um mouse ótico, os observadores foram orientados a posicionar o cursor e medir, traçando uma reta, a partir do contorno externo das respectivas corticais ósseas nas medidas 1 e 3. Na medida 2, deveriam medir do contorno externo da crista óssea alveolar até a cortical externa no ponto mais superior do contorno do canal mandibular na imagem.

Além da realização das mensurações, em cada corte selecionado, cada observador avaliou ainda a imagem do canal mandibular, atribuindo números de **0** a **3** de acordo com a visibilidade deste. O número **3** foi atribuído ao canal totalmente visível (com contorno totalmente corticalizado), o número **2** ao canal parcialmente

visível (com contorno parcialmente corticalizado), o número **1** ao canal pouco visível (contorno não corticalizado) e o número **0** ao canal não definível.

Em uma segunda sessão de avaliação, realizada após um mínimo de sete dias da primeira leitura, de modo a eliminar o viés de memória, cada observador avaliou pela segunda vez uma amostra aleatória de 36 imagens do total dos cortes já analisados, repetindo as mesmas medidas. As medidas repetidas obtidas na 1ª e 2ª leituras de cada observador serviram como base de dados para calcular o poder de reprodutibilidade intra-observador.

Todos os dados obtidos foram registrados em fichas apropriadas.(Apêndice B).

4.8 Obtenção das medidas diretas (“padrão-ouro”)

Neste estudo, o “padrão-ouro” foi obtido através da mensuração direta das hemimandíbulas. Após a aquisição de todas as imagens, as mandíbulas foram seccionadas em uma máquina de corte (MODEL 650, South Bay Technology Inc, San Clemente, EUA) com disco diamantado (Struers A/S, Ballerup, Dinamarca), sob refrigeração à água, obtendo-se secções transversais ao longo eixo do corpo da mandíbula, que continham os sítios de mensuração. Todos os sítios foram identificados por meio de uma numeração, feita com o auxílio do marcador permanente 1.0mm.

Na sequência, com o auxílio de um paquímetro digital de resolução 0,01mm (Starret-727 6/150, Itu, Brasil), foram realizadas as mensurações sobre os pontos predeterminados nos sítios de mensuração correspondentes aos cortes transversais das imagens tomográficas. As mensurações diretas foram realizadas pela

pesquisadora principal e as medidas diretas obtidas foram registradas em fichas apropriadas. (Apêndice B)

5 Análise estatística

Os programas Excell 2007 (Microsoft Corp.®, Washington, Redmond, Estados Unidos) e SPSS 18 (SPSS Inc., Chicago, Il, Estados Unidos) foram utilizados para a análise estatística. Os dados obtidos nas avaliações das imagens e nas mensurações diretas foram tabulados.

Para a comparação estatística entre as medidas realizadas nas imagens e nas mensurações diretas, e para avaliar a reprodutibilidade intraobservadores e detectar a correlação estatística entre as medidas repetidas na 1ª e 2ª leituras, foi realizado o teste Z para comparação de médias em amostras grandes ($n \geq 30$) com nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

A acurácia das mensurações foi expressa por meio do erro absoluto. O erro absoluto de cada medida (1, 2 e 3) foi calculado subtraindo-se o valor das medidas obtidas nas imagens de TCFC do valor das medidas diretas. Além disso, os valores dos erros foram também registrados como número negativo e positivo para indicar a subestimação e a superestimação respectivamente.

Com a finalidade de avaliar se havia diferença estatisticamente significativa entre os erros de medição entre os dois grupos de observadores foi aplicado o teste *t* de *Student* para amostras pareadas. Para a análise estatística dos erros de medição entre os três grupos de diferentes tamanhos de *voxel* todos os dados foram submetidos inicialmente ao teste de *Shapiro-Wilk* para verificar se apresentavam uma distribuição normal, e ao teste de *Levene* para verificar a homogeneidade das

variâncias. De acordo com os resultados obtidos, ou seja, em função da natureza paramétrica ou não das variáveis avaliadas, foi utilizada a análise de variância (one-way ANOVA) e o teste *Kruskal-Wallis*. Os valores de $P < 0,05$ foram considerados significativos, ou seja, nível de significância de no mínimo 5%.

A visibilidade do canal mandibular foi analisada por meio da realização de medida de frequência simples.

APÊNDICE B - FICHAS PARA COLETAS DE DADOS

ACURÁCIA COMPARATIVA DE MEDIDAS LINEARES ENTRE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA E TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO UTILIZANDO DIFERENTES TAMANHOS DE VOXEL	
--	---

Observador: _____ Data: __/__/__

As medidas devem ser registradas em milímetros (duas casas decimais)

CORTE	Medida 1	Medida 2	Medida 3	CORTE	Medida 1	Medida 2	Medida 3
01				31			
02				32			
03				33			
04				34			
05				35			
06				36			
07				37			
08				38			
09				39			
10				40			
11				41			
12				42			
13				43			
14				44			
15				45			
16				46			
17				47			
18				48			
19				49			
20				50			
21				51			
22				52			
23				53			
24				54			
25				55			
26				56			
27				57			
28				58			
29				59			
30				60			

ACURÁCIA COMPARATIVA DE MEDIDAS LINEARES ENTRE TOMOGRAFIA
 COMPUTADORIZADA E TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO
 UTILIZANDO DIFERENTES TAMANHOS DE VOXEL



Observador: _____ Data: __/__/__

As medidas devem ser registradas em milímetros (duas casas decimais)

<u>CORTE</u>	Medida 1	Medida 2	Medida 3	<u>CORTE</u>	Medida 1	Medida 2	Medida 3
61				91			
62				92			
63				93			
64				94			
65				95			
66				96			
67				97			
68				98			
69				99			
70				100			
71				101			
72				102			
73				103			
74				104			
75				105			
76				106			
77				107			
78				108			
79							
80							
81							
82							
83							
84							
85							
86							
87							
88							
89							
90							

ACURÁCIA COMPARATIVA DE MEDIDAS LINEARES ENTRE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA E TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO
UTILIZANDO DIFERENTES TAMANHOS DE VOXEL



Observador: _____ Data: ___ / ___ / ___

Quanto à visibilidade do canal mandibular, registre: (3) canal totalmente visível (contorno totalmente corticalizado), (2) canal parcialmente visível (contorno parcialmente corticalizado), (1) canal pouco visível (contorno não corticalizado) e (0) canal não definível.

<u>CORTE</u>	<u>visibilidade do canal</u>	<u>CORTE</u>	<u>visibilidade do canal</u>
01		31	
02		32	
03		33	
04		34	
05		35	
06		36	
07		37	
08		38	
09		39	
10		40	
11		41	
12		42	
13		43	
14		44	
15		45	
16		46	
17		47	
18		48	
19		49	
20		50	
21		51	
22		52	
23		53	
24		54	
25		55	
26		56	
27		57	
28		58	
29		59	
30		60	

ACURÁCIA COMPARATIVA DE MEDIDAS LINEARES ENTRE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA E TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO
UTILIZANDO DIFERENTES TAMANHOS DE VOXEL



Observador: _____ Data: __/__/__

Quanto à visibilidade do canal mandibular, registre: (3) canal totalmente visível (contorno totalmente corticalizado), (2) canal parcialmente visível (contorno parcialmente corticalizado), (1) canal pouco visível (contorno não corticalizado) e (0) canal não definível.

<u>CORTE</u>	<u>visibilidade do canal</u>	<u>CORTE</u>	<u>visibilidade do canal</u>
61		91	
62		92	
63		93	
64		94	
65		95	
66		96	
67		97	
68		98	
69		99	
70		100	
71		101	
72		102	
73		103	
74		104	
75		105	
76		106	
77		107	
78		108	
79			
80			
81			
82			
83			
84			
85			
86			
87			
88			
89			
90			

**ANEXO A - PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA COM SERES
HUMANOS DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA**

Certificado

Page 1 of 1



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
Pro-Reitoria de Pesquisa e Extensão
Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos

CERTIFICADO N° 307

O Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (CEPSH) da Pró-Reitoria de Pesquisa e Extensão da Universidade Federal de Santa Catarina, instituído pela PORTARIA N.º 0584/GR-99 de 04 de novembro de 1999, com base nas normas para a constituição e funcionamento do CEPSH, considerando o contido no Regimento Interno do CEPSH, **CERTIFICA** que os procedimentos que envolvem seres humanos no projeto de pesquisa abaixo especificado estão de acordo com os princípios éticos estabelecidos pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP.

APROVADO

PROCESSO: 307 FR: 288029

TÍTULO: ACURACIA COMPARATIVA DE MEDIDAS LINEARES ENTRE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA E TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO UTILIZANDO DIFERENTES TAMANHOS DE VOXEL
AUTOR: Márcio Corrêa, Karen Borges Waltrick, Murillo José Nunes de Abreu Junior, Vinicius D'ávila Dutra

FLORIANÓPOLIS, 05 de Outubro de 2009.

Coordenador do CEPSH/UFSC
Prof. Filipe Modolo Siqueiro
Sub-Coordenador do CEPSH/PRPE/UFSC