



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

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

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

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	08
<b>2 ARTIGO</b> .....	13
2.1 Artigo em português .....	13
2.1.1 Tabelas.....	34
2.1.2 Figuras .....	37
2.2 Artigo em inglês.....	38
2.2.1 Tabelas.....	57
2.2.2 Figuras .....	60
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	61
<b>APÊNDICES</b> .....	65
A Metodologia expandida .....	65
B Fichas para coletas de dados .....	75
<b>ANEXOS</b> .....	79
A Parecer do Comitê de Ética e Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina .....	79
B Termo de doação das mandíbulas da Secretaria Municipal de Urbanismo e Serviços Públicos de Florianópolis/SC .....	80
C Normas do periódico: Journal of Periodontology .....	81
D Normas do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da UFSC.....	90

## 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<sup>1,2</sup> e o êxito deste tratamento é fortemente dependente de um planejamento pré-operatório preciso.<sup>3</sup> 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,<sup>4,5</sup> 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.<sup>6,7</sup> 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.<sup>8-11</sup>

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.<sup>12-14</sup>

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.<sup>2,11,15</sup>

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).<sup>16</sup> 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.<sup>17,18</sup> 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.<sup>16-18</sup>

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,<sup>19</sup> na ortodontia,<sup>20,21</sup> na endodontia,<sup>22</sup> na periodontia,<sup>23,24,25</sup> na cirurgia,<sup>26</sup> e em especial no planejamento de implantes, onde a TCFC tem demonstrado ser extremamente vantajosa.<sup>4-7</sup> Muitos autores atestaram que a TCFC fornece imagens acuradas, de alta resolução e qualidade,<sup>7,27-29</sup> com riqueza de detalhes anatômicos, sendo bastante úteis para o diagnóstico odontológico.<sup>30,31</sup>

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,<sup>27</sup> 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.<sup>32</sup>

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.<sup>33, 34</sup>

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.<sup>35</sup> 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.<sup>36</sup>

O tamanho do *voxel* também apresenta uma relação direta com a exposição à radiação na TCFC.<sup>34</sup> 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,<sup>16</sup> 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.<sup>37</sup>

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.<sup>16</sup>

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,<sup>38</sup> com uma margem de erro ínfima. Há estudos que comprovam que a TCFC é acurada e confiável para medições dentais.<sup>20,39</sup> 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.<sup>17,24, 26,40-43</sup>

A TCFC também é considerada uma ferramenta confiável para mensurações no planejamento de implantes,<sup>4</sup> tendo se mostrado valiosa especialmente para a colocação de implantes na região posterior da mandíbula, onde uma precisão milimétrica é crucial.<sup>27</sup> 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.<sup>7</sup> Alguns autores demonstraram que a TCFC oferece excelente imagem da morfologia da mandíbula e da localização do canal mandibular,<sup>4,26</sup> afirmando que um canal mandibular definido pode ser detectado na maioria dos exames de TCFC.<sup>42</sup>

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

O artigo será enviado para o periódico: Journal of Periodontology, classificado pela Capes como Qualis A1.

### 2.1 Artigo em português

#### 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.<sup>1,2</sup> 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.<sup>1-3</sup>

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,<sup>4-7</sup> com riqueza de detalhes anatômicos, sendo bastante úteis para o diagnóstico odontológico.<sup>8,9</sup> Vários estudos têm pesquisado a sua utilização nas mais diferentes aplicações, como na avaliação da articulação temporomandibular,<sup>10</sup> na ortodontia,<sup>11,12</sup> na endodontia,<sup>13</sup> na periodontia<sup>14-16</sup> e na cirurgia.<sup>17</sup>

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

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.<sup>23, 24</sup>

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  $\pm 1$ 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,<sup>25</sup> 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.<sup>4,26</sup>

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,<sup>27</sup> 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,<sup>28</sup> pesquisando em crânios secos, relataram uma diferença média absoluta de 0,26 mm. Kobayashi et al<sup>4</sup> 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.<sup>29,30</sup> Damstra et al,<sup>29</sup> 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,<sup>30</sup> 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,<sup>30</sup> 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,<sup>29</sup> que foi de 60,7%. Em contrapartida, difere do resultado de 94,4% relatado por Ballrick et al.<sup>30</sup> 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 mouse<sup>31</sup> 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,<sup>18</sup> 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.<sup>17</sup>, 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,<sup>32</sup> 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 al<sup>24</sup> 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,<sup>33</sup> 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.<sup>34</sup> Outra consideração importante é que o canal mandibular nem sempre apresenta um contorno radiopaco, pois sua radiopacidade depende da presença ou não de corticalização.<sup>33</sup> 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.<sup>35</sup> 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.<sup>36</sup> Nos diferentes equipamentos de TCFC, o tamanho do voxel pode variar desde 0,4 até 0,125mm,<sup>3</sup> 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.<sup>29</sup> 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
<b>Total Geral</b>			55	8,5	335	51,7	11	1,7	238	36,7	9	1,4	648	100

Tabela 4 Distribuição total da visibilidade do canal entre os diferentes tamanhos de voxel e sítios

VISIBILIDADE CANAL	SÍTIO 1												SÍTIO 2												SÍTIO 3											
	Voxel 0,2			Voxel 0,3			Voxel 0,4			total			Voxel 0,2			Voxel 0,3			Voxel 0,4			total			Voxel 0,2			Voxel 0,3			Voxel 0,4			total		
	n	(%)	▲	n	(%)	▲	n	(%)	▲	n	(%)	▲	n	(%)	▲	n	(%)	▲	n	(%)	▲	n	(%)	▲	n	(%)	▲	n	(%)	▲	n	(%)	▲			
3 Totalmente visível	21	87,5	▲	18	75	▲	14	58,3	▲	53	73,6	▲	24	100	▲	19	79,2	▲	17	70,83	▲	60	83,33	▲	17	70,8	▲	14	58,3	▲	9	37,5	▲	40	55,6	▲
2 Parcialmente visível	3	12,5	▲	5	20,8	▲	8	33,3	▲	16	22,2	▲	0	0	▲	5	20,8	▲	7	29,17	▲	12	16,67	▲	6	25,0	▲	9	37,5	▲	15	62,5	▲	30	41,7	▲
1 Pouco visível	0	0	▲	1	4,2	▲	2	8,3	▲	3	4,2	▲	0	0	▲	0	0	▲	0	0	▲	0	0	▲	1	4,2	▲	1	4,2	▲	0	0	▲	2	2,8	▲
0 Não visível	0	0	▲	0	0	▲	0	0	▲	0	0	▲	0	0	▲	0	0	▲	0	0	▲	0	0	▲	0	0	▲	0	0	▲	0	0	▲	0	0	▲
Total	24	100	▲	24	100	▲	24	100	▲	72	100	▲	24	100	▲	24	100	▲	24	100	▲	72	100	▲	24	100	▲	24	100	▲	24	100	▲	72	100	▲

## 2.1.2 Figuras



Figura 1 Exemplo das medidas realizadas nas imagens transversais.

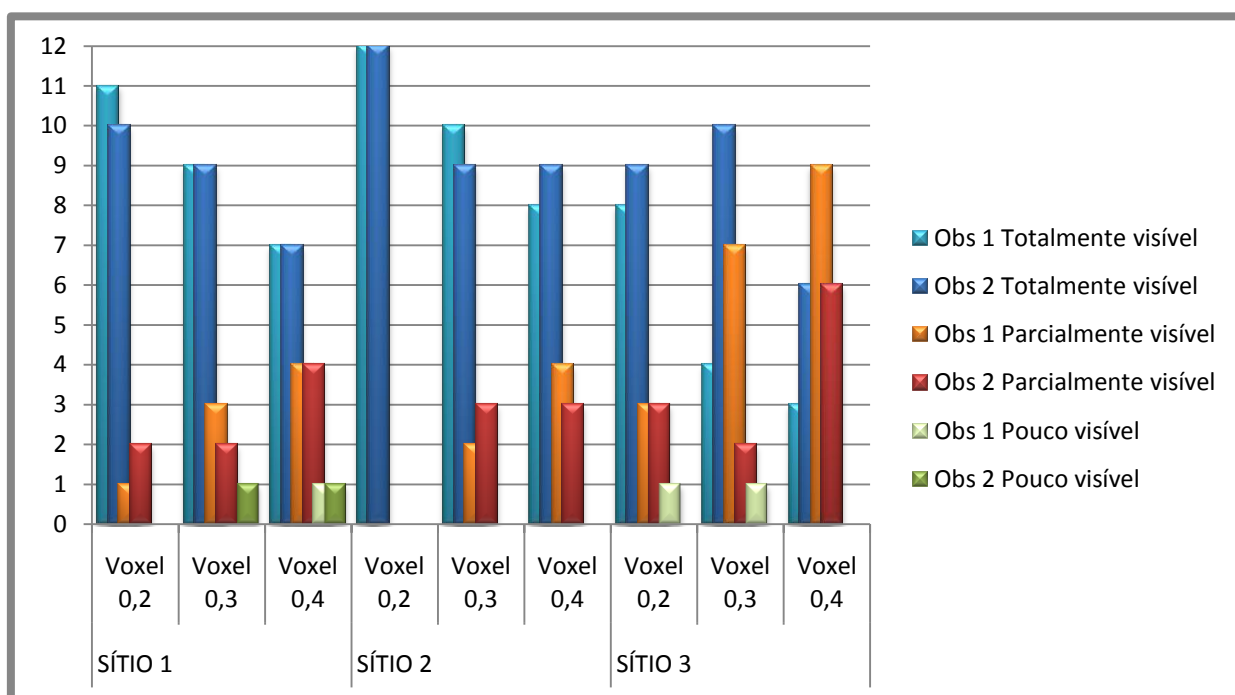


Figura 2 Distribuição total da visibilidade do canal mandibular entre voxels e sítios.

## 2.2 Artigo em inglês

### ACCURACY DIMENSIONAL AND VISIBILITY OF THE MANDIBULAR CANAL IN CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY

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

Vinícius D'Avila Dutra§

\* Master in Sciences Student – Graduate Program in Dentistry – Radiology - Federal University of Santa Catarina

† Professor of Radiology Section of the Department of Dentistry of Federal University of Santa Catarina

§ Professor of Radiology of the Brazilian Dental Association – Rio Grande do Sul

**Background:** 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.

**Methods:** 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.

**Results:** 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.

**Conclusions:** 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.

#### **KEY WORDS**

Implant planning; measurement; mandibular canal; cone beam computed tomography; voxel size.

**T**he development of cone beam computed tomography (CBTC) for use in dentistry has been reported in the literature for over ten years.<sup>1,2</sup> Since then, this imaging modality has become commercially viable and widely used, and it seems to be quite appropriate in the clinical practice of dentistry, much of it because of the size of the equipment, ease of use, the inherent speed of image acquisition, the relative low cost and low radiation doses employed.<sup>1-3</sup>

CBTC images allow the visualization of bone and dental structures of the maxillofacial region in three dimensions by means of accurate images, high resolution and quality,<sup>4-7</sup> with a wealth of anatomical detail, which is quite useful for

diagnosing dental structures.<sup>8-9</sup> Several studies have investigated its use in many different applications, such as the assessment of the temporomandibular joint,<sup>10</sup> in orthodontics,<sup>11,12</sup> endodontics,<sup>13</sup> periodontology<sup>14-16</sup> and surgery.<sup>17</sup>

Currently in the planning of implants CBTC has its major use, and it proves to be extremely advantageous.<sup>4,18-20</sup> It has been considered a reliable tool for measurements,<sup>21</sup> especially in the posterior region of the jaws, where a level of precision in millimeters is crucial.<sup>5</sup> Some authors demonstrated that CBTC offers excellent image of jaw morphology and the location of the mandibular canal,<sup>17,18</sup> stating that a defined mandibular canal can be observed in most examinations.<sup>22</sup>

CBTC offers a choice of different protocols for image acquisition which, depending on the model of the equipment, can select the number of projections, the size of the field of view (FOV) and the size of the voxel, determining a greater or lesser time scanning (image acquisition) and a greater or lesser exposure to radiation.<sup>23,24</sup>

Although CBTC has been the target of many investigations, until the present time there are no studies comparing the differences between the images with different voxel sizes in relation to the accuracy of the measurements and the visibility of the mandibular canal for implant planning. In this sense, the present study aimed to verify the accuracy of linear measurements made in CBTC cross-sectional images obtained with different voxel sizes, and to analyze the visibility of the mandibular canal in these images.

## **MATERIALS AND METHODS**

After approval by the Ethics in Human Research of Federal University of Santa Catarina (Florianópolis, Brasil), ten dry human mandibles, without identification of age, gender or race, belonging to Radiology Section of the Department of Dentistry

of the same institution, were selected for the experiment. The jaws selected and included in the sample were those with hemimandibles that presented edentulous posterior areas and corticated alveolar ridges. In contrast, the hemimandibles that had severe bone atrophy, remaining tooth sockets, the presence of pathological changes or impacted teeth in the regions of interest were excluded. A total of twelve hemimandibles were used in the study.

In each of the twelve hemimandibles, we selected three sites for measurements, located in the region between the second premolar and second molar, making a total of 36 sites. The minimum mesio-distal distance established between neighboring sites was 4 mm. To identify each site of measurement, a vertical line was drawn perpendicular to the base of the mandible, delineating the whole bone contour (buccal cortex, alveolar bone crest, lingual cortex and basilar cortex) in each of the four surfaces (buccal, alveolar, lingual and basal), and a point was made about the line drawn with the aid of permanent marker 1.0mm. In order for them to be identified in CT images, measurement sites were marked with radiopaque markers made of segments of gutta-percha (Endpoints, Rio de Janeiro, Brasil) cut to the approximate size of 1mm. These markers were fixed on the points made previously with the aid of 2mm thick double-sided tape and covered with transparent tape to ensure they were kept in position. The sites were divided into three different groups according to their mesial-distal location: the sites located more posteriorly, near the region of the second molar, were identified and grouped as site 1; sites located more anteriorly, near the region of the second premolar, were identified and grouped as site 3; sites located between sites 1 and 3, corresponding to the first molar region, were identified and grouped as site 2. This distribution was made from the observation of anatomical

differences between the three relevant sites in the vast majority of the hemimandibles.

TCFC images were obtained in a cone beam computed tomography device (i-CAT, Imaging Sciences International, Inc, Hatfield, EUA), using kilovoltage of 120 kV and 3-8 mA of milliamperage. For image acquisition, each mandible was placed on the apparatus and scanned three times, according to three protocols depending on the voxel size desired: voxel 0.4 mm (8cm FOV, 20 seconds for acquisition), voxel 0.3 mm (8cm FOV, 20 seconds for acquisition) and voxel 0.2 mm (8cm FOV, 40 seconds for acquisition). The images were processed and reconstructed on the workstation using the proprietary program, saved in DICOM format, and transferred to a portable computer (Aspire 5310, Acer Inc, Taiwan, China) equipped with the i-CAT Vision (Imaging Sciences International, Inc, Hatfield, EUA) and prepared for the study by the main investigator. In preparing the images, in the axial image, the mandibular arch was defined to allow the cross sections to be positioned at an angle of 90 degrees from the buccal and lingual surfaces of the mandible. On the implant screen the image selected was that which contained the four gutta-percha markers clearly visible. A slice thickness of 1.2 mm for all images was used, since this was a possible thickness to be selected for the three different voxel sizes and as it allowed to keep the gutta-percha markers entirely within the slice selected. Twelve hemimandibles, each with three sites, scanned with three different voxel sizes, generated 108 images of cross sections to be analyzed. The images were saved in the program and submitted for evaluation in random order, without prior knowledge of the protocol of image acquisition and independently by two observers, all dentists, specialists and postgraduates in Dental Radiology. All assessments were made in the same program and on the same computer where they were prepared, using a 15-inch LCD Monitor,

and under ambient light of low intensity. The images were presented to observers by the main investigator on the implant screen with the cross-section display format 3x1, with the central cross section been previously selected and displayed in the center of the screen. Observers were allowed to adjust zoom, brightness and contrast of the image by using the tools available in the program.

Each observer performed three different measurements in each section selected using the measurement tool of the program. Measurement 1 corresponded to the total height of the mandible, from the outer portion of the alveolar bone crest to the outer portion of the cortical base of the mandible; measurement 2 corresponded to the height from the outer portion of the alveolar bone crest to the upper limit of the mandibular canal; measurement 3 corresponded to the width of the alveolar ridge in the buccolingual direction. For all measurements, the centers of the gutta-percha markers were used as references. Using an optical mouse, observers were instructed to position the cursor and measure by drawing a straight line from the outer contour of their cortical bone on measurements 1 and 3. In measurement 2 they were instructed to measure from the outer contour of the alveolar bone crest to the outer cortical point in the uppermost point of the contour of the mandibular canal in the image.

In each section selected, each observer also evaluated the image of the mandibular canal by assigning numbers 3-0 according to the its visibility. Number 3 was assigned to the fully visible canal (with fully corticated contours); number 2 to the partially visible canal (with partially corticated contours); number 1 to the barely visible canal (non- corticated contours); and number 0 to the non-identifiable canal. In a second evaluation session, held seven days after the first reading, each observer

evaluated a second time a random sample of 36 sites, repeating the same measurements.

Following the acquisition of all images, the mandibles were sectioned in a cutting machine (MODEL 650, South Bay Technology Inc, San Clemente, EUA) with a diamond saw (Struers A/S, Ballerup, Dinamarca), under water cooling, obtaining cross-sections along the body axis of the mandible, which contained the sites of measurement. Actual measurements were obtained using a digital caliper of 0.01 mm resolution (Starret-727 6/150, Itu, Brasil), on the predetermined points in the sites of measurement corresponding to the cross sections of the tomographic images. These procedures were performed by the main investigator.

### ***Statistical Analysis***

The programs Excell 2007 (Microsoft Corp.®, Washington, Redmond, USA) and SPSS 18 (SPSS Inc., Chicago, USA) were used for statistical analysis.

For statistical comparison between the measurements performed on the images and direct measurements, and to detect the statistical correlation between repeated measurements on the first and second analysis by the observers we performed a Z test for comparison of means in large samples ( $n > 30$ ). P values  $< 0.05$  were considered significant.

The absolute measurement error of each measurement (1, 2 and 3) was calculated by subtracting the values obtained when measuring on the images from the actual values measured on the mandibles. Moreover, the values of errors were recorded as positive and negative number to indicate the underestimation and overestimation, respectively.

For comparison of absolute measurement errors between the two observers a paired Student t test was applied. For the statistical analysis of measurement errors between the three different voxel sizes, all data were subjected to Shapiro-Wilk test, so to verify that they presented a normal distribution, and the Levene test to check for the homogeneity of variances. According to the parametric nature or not of the variables, we used analysis of variance (one-way ANOVA) and the Kruskal-Wallis test. P values less than 0.05 were considered significant. The visibility of the mandibular canal was analyzed by performing simple measurements of frequency.

## RESULTS

There was no statistically significant difference between the actual measurements and measurements taken from images, both for observer 1 ( $P = 0.813468$ ), as the observer 2 ( $P = 0.891321$ ), and a strong positive correlation was found for both ( $r = 0.998383$ ) and ( $r = 0.999087$ ) respectively. At intraobserver analysis, the Pearson correlation coefficient showed a strong positive correlation ( $0.8 \leq r < 1$ ) for both observer 1 ( $r = 0.998826$ ), as the observer 2 ( $r = 0.999344$ ) was not statistically significant difference between the measurements performed on two evaluations of the observer 1 ( $P = 0.945831$ ), and observer 2 ( $P = 0.997789$ ).

A comparison of interobserver measurement error showed that there was a statistically significant difference ( $P < 0.05$ ) only in the measure 3, in the sites 1 and 2 (Table 1).

Overall there was no statistically significant difference ( $P < 0.05$ ) in the comparison of measurement errors between different voxel sizes, with exception of the measure 2, in the site 2, for the observer 1. (Table 2)

The average overall error of measurement was 0.23 mm (SD  $\pm$  0.20). The average measurement errors of the measures for height (1 and 2) was 0.18 mm (SD  $\pm$  0.14), and the width measures (3) was 0.33 mm (SD  $\pm$  0.25).

Measurement errors were grouped as follows: between -1mm and -0.51mm, between -0.50mm and <0, equal to 0, between >0 and +0.50mm, between +0.51mm and +1mm (Table 3). All measurement errors were less than  $\pm$  1mm. Of the total 648 measurements in images, there was an underestimation of the actual values in 60.2% of cases (n = 390). The largest underestimations (above -0.51 mm) occurred in 55 (8.5%) cases, since the measure 3 showed a greater number of occurrences, with 49 (7.6%) cases, followed by measurement 2 and 1, with 4 (0.6%) and 2 (0.3%), respectively. Among the different voxel sizes, the number of greatest underestimates were 23 (3.5%) to voxel 0.4 mm, followed by 19 (2.9%) to voxel 0.3 mm and 13 (2.0%) to voxel 0.2 mm. The largest overestimations (above +0.51 mm) occurred in a fairly small number, for a total of 9 cases (1.4%). Among the different voxel sizes, the number of major overestimations was 7 (1.1%) to voxel 0.4 mm and 2 (0.3%) to voxel 0.3 mm. In the voxel 0.2 mm there was no measurement error higher than +0.50 mm.

For the analysis of the visibility of the mandibular canal together the two observers evaluated 216 cross-sectional images, and can detect the presence of the mandibular canal in all of them. Of all the images evaluated, only five of them received a score of 1 (barely visible channel). For each voxel size, 72 images were evaluated. The size of voxel that showed a better performance, receiving the highest percentage of score 3 (channel fully visible), was the voxel 0.2 mm, 86.1% (n = 62), followed by voxel 0.3 mm with 70.8% (n = 51) and voxel 0.4 mm, with 55.6% (n = 40). Likewise, for each site, 72 images were evaluated. The site which had the



highest percentage of score 3 was the site 2 with 83.3% (n = 60), followed by site 1, with 73.6% (n = 53) and site 3, 55, 6% (n = 40) (Table 4 and Figure 2).

## **DISCUSSION**

In this study, we evaluated CBTC images obtained in a well-known device and used these images are measured using software provided by the manufacturer. This program is accessible to many dentists performing implant treatment and allows the trader, using the tools available; perform the measurements needed for preoperative planning. The aim of this study was to verify the accuracy of linear measurements and visualization of the mandibular canal in the cross-sectional images of CBTC obtained with different voxel sizes.

According to Klinge et al,<sup>25</sup> the optimal radiographic technique should allow measurements of the mandibular canal in relation to the alveolar crest within the limits of 1mm, and allow measurement of the width and slope of the alveolar process, and recommended a safety margin of 1 to 2mm when the proximity of the mandibular channel. Studies of accuracy of measurements for implant planning evaluate the differences between the measurements obtained in the images and the actual measurements, or measurement error. This measurement error should be less than 1 mm.<sup>4,26</sup>

Several studies have evaluated the accuracy of measurements in images of CBTC to implant in the posterior region of the mandible and found mixed results. In some, the comparison between images of CBTC and the actual measurements do not show statistically significant differences in others, although these differences are present, are not considered to be clinically significant. Pinsky et al,<sup>27</sup> using the same type of equipment of this study, we determined that, although differences of 0.2 mm between

measurements taken in the program and direct measurements to be statistically significant, they are not clinically significant. Mischkowski et al,<sup>28</sup> researching in skulls, reported an average absolute difference of 0.26 mm. Kobayashi et al<sup>4</sup> performed a comparative study between CT and CBTC using the jaws of five human cadavers, comparing the measurements of the image with the actual measurements, and found an average error of 0.22 m for the images of CBTC. These results are very close to the results of this work, where the average of errors found was 0.23 mm.

In this study, we found no statistically significant differences between measurements on images of CBTC and the direct measurements and the results presented indicate that the measurements performed on cross-sectional images of CBTC, independent of voxel size used when considering the present accuracy errors measuring less than 1mm. In general, we found no statistically significant difference in accuracy between the measurements obtained at different voxel sizes used (0.2, 0.3 and 0.4 mm), with the exception of the measurement 2 on the site 2 for one of observers. This leads us to conclude that although a larger voxel worse image quality, it is nonetheless accurate to perform linear measurements. This result is corroborated by the results found by other autores.<sup>29 30</sup> Damstra et al,<sup>29</sup> investigating the accuracy of linear measurements of CBTC in dry mandibles at different voxel sizes, they concluded that there was no difference between the accuracy of measurements taken between groups of 0.40 and 0.25 mm, and the absolute errors ranged from 0 to 1.6 mm, confirming the accuracy of CBTC for these proceedings. In another study, Ballrick et al,<sup>30</sup> analyzing the accuracy and spatial resolution measurements using phantoms of the same type of equipment used in this study, several protocols for image acquisition and different dimensions, found no statistically significant difference in terms accuracy of measurement between different protocols. Statistically significant

difference was found between measurements CBTC and measurements with the caliper, but they concluded that this is probably not clinically significant for most applications, since the average absolute difference was less than 0.1 mm. Another important consideration is that the study of Ballrick et al,<sup>30</sup> there was no partial volume effect because the measurements were taken from the center of metallic markers (high contrast), which may have contributed to the high accuracy found by these authors. In our study, measurements were made from the boundary of the cortical bone, where the partial volume effect is present.

The data show a trend of the measurements in images underestimate the actual measurements. This occurred in 60.2% of 648 measurements. This result is quite similar to that found by Damstra et al,<sup>29</sup> which was 60.7%. On the other hand, differs from results reported by 94.4% Ballrick et al.<sup>30</sup> The largest number of underestimations in our study occurred in the range between 0 and -0.51 mm (51.7%), being the underestimations of more than -0.51 mm occurred in 55 cases (8.5%), and most of the measure 3, with the occurrence of 49 cases (7.6%). A possible explanation for this finding is that, according to observers, there was a greater difficulty in measuring the measure 3, possibly because, in the posterior regions of edentulous mandibles, the alveolar process lie prone and wider, making it difficult to position the cursor at the point of cortical bone above the marker of gutta-percha in the image exactly corresponding to the measured point in the jaw. This may have led to a systematic error of measurement in this specific measure.

Another important aspect that was noticed by observers during the assessments was the difficulty in performing consecutive measurements in hundredths of millimeters. In the program, measures are obtained using the mouse to position the cursor at some point, and sliding the mouse, draw a line to the next measuring point. Despite the

measures being recorded in hundredths of millimeters, the variations in the movement of the measuring line does not necessarily comply with this unit, ranging in tenths of a millimeter. In general, the interval between a measure and its value corresponded to the following value of the voxel size image evaluated, but this relationship only occurred when the lines were drawn exactly horizontal or vertical. Thus, the sensitivity of mouse<sup>31</sup> and limitations of the tool itself of the program may have been partly responsible for a greater difference between the measurements.

For a proper measurement of the bone structure available in the posterior region of the mandible is carried out, viewing the mandibular canal is essential. In an early published study reporting the use of CBTC for planning of implants in posterior mandible, Ito et al<sup>18</sup> stated that the images presented excellent information to assess bone morphology and show the location of the inferior alveolar nerve, being very useful in preoperative planning. Nakagawa et al.<sup>17</sup>, evaluating the usefulness of CBTC in preoperative assessment of impacted third molar in the mandible, concluded that CBTC described more clearly the position of the mandibular canal compared with conventional radiographs. Pawelzik et al<sup>32</sup> compared the images reformatted panoramic and cross-sectional CBTC with conventional panoramic radiographs of ten patients in the evaluation of geometric visibility, topographical and anatomical, before the start of third molar surgery. They concluded that the cross-sectional images of CBTC offered a significantly clearer perception of the course of the mandibular canal, making it possible to evaluate the relationship with the adjacent anatomy in 90% of cross-sectional images of CBTC. This percentage was lower than found in the present work, where the mandibular canal was seen in 100% of cross-sectional images. This is possibly due to the fact that the present study was

conducted with dry mandibles, which favors the improvement of image quality, and consequently can improve the visualization of bony structures.

The improvement of image quality is also related to the smaller size of the voxel, which can also influence the diagnostic ability. Liedke et al<sup>24</sup> searching for simulated external root resorption in teeth examined in an outfit similar to our study, scanned in three voxel sizes (0.2 mm, 0.3 mm and 0.4 mm) found that, although the results in different sizes voxel were similar, the diagnosis was made easier when using the size of voxel size 0.2 and 0.3 mm. In this study, found similar results when comparing the visualization of the mandibular canal in three different voxel sizes. It was found that the voxel of 0.2 mm showed a higher percentage (86.1%) of 72 channels fully visible in images assessed at each voxel size, followed by the voxel of 0.3 mm (70.8%), and voxel of 0.4 mm (55.6%).

Regarding the visualization of the mandibular canal between the three different sites, site 2 (the 1st molar region) had the highest percentage with 83.3% of channels fully visible in 72 images tested. Already the site 3 (region of the 2nd premolar) had a lower percentage, with 55.6% of the channels fully visible. This finding is similar to the recent study of Angelopoulos et al,<sup>33</sup> however these authors compare the CBCT reformatted panoramic images, not the cross-sectional images as part of pre-implantation. They found that the posterior third of the mandibular canal (area of the mandibular branch) was best represented, followed by the middle third (area of the molars) and the anterior third (area of the premolars ) which had a representation of lower quality. One explanation for this variation between the thirds may be partly attributed to variations in the anatomical structure itself. The mandibular canal can present different anatomical configurations may vary within the same individual, changing its course, as it leads the region anterior.<sup>34</sup> Another important consideration

is that the mandibular canal does not always have a contour radiopaque because its radiopacity depends on the presence or absence of corticalização.<sup>33</sup> In the present investigation, the canal was considered fully visible when it stood fully corticated.

Beyond image quality, a fundamental aspect that must be considered prior to requesting a review of CBTC is the dose of radiation to which the patient will be exposed. In general, the radiation dose CBTC is well below the radiation dose of CT. When comparing the FOVs similar between the two tomographic techniques, a reduction of more than 10 times the dose of CT can be observed in CBTC.<sup>35</sup> In surveys of medium FOV, the effective dose protocol images dento-maxillo-facial CT scan was 1.5 to 12.3 times higher compared to CBTC.<sup>36</sup> In the different equipment of CBTC, the size of the voxel can vary from 0.4 to 0.125 mm,<sup>3</sup> and its size is correlated with exposure to radiation and also with image quality. The smaller the voxel size, higher resolution and better image quality. However, the choice of a smaller voxel demand an increase in scanning time, exposing the patient to a radiation dose more elevada.<sup>29</sup> Thus, a careful evaluation is essential between the necessity of choosing a test protocol that offers better image quality and radiation dose to be employed.

Within the present study, in vitro, carried out in dry mandibles, the results confirm the accuracy of linear measurements on images of CBTC and high performance of this imaging modality in the visibility of the mandibular canal, independent of voxel size used. However, in clinical practice, the presence of soft tissue and possible patient movement during a slower scanning can reduce the image quality, compromising the diagnostic performance. Thus, each case must be evaluated individually and with discretion, and the choice of examination protocol for implant planning should take into account the need to diagnosis, potential risks and effective benefits produced.

## CONCLUSIONS

CBTC cross-sectional images are acceptable for linear measurements in the posterior region of the mandible and provide a good visualization of the mandibular canal in three different sizes of voxel analysed. The results show the option for a voxel size of 0.3 mm may be considered the most propitious, because it combines good image quality and low radiation dose.

## REFERENCES

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 MercuRay): 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 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.
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.

## 2.2.1 Tabelas

Table 1 Descriptive statistics for interobserver measurement error

MEASURE	SITE	OBS 1				OBS 2				P value
		media	SD	minimum	maximum	media	SD	minimum	maximum	
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

Table 2 Descriptive statistics of the errors of measurement between different voxel sizes

OBS	MEASURE	SITE	voxel 0,2				voxel 0,3				voxel 0,4				P value
			media	SD	minimum	maximum	media	SD	minimum	maximum	media	SD	minimum	maximum	
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

Table 3 Distribution of the total measurement errors

VOXEL	MEASURE	SITE	ERRORS IN MILLIMETERS										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
<b>Total</b>			55	8,5	335	51,7	11	1,7	238	36,7	9	1,4	648	100

Table 4 Distribution of total visibility of the channel between different voxel sizes and sites

VISIBILIDADE CANAL	SÍTIO 1												SÍTIO 2												SÍTIO 3											
	Voxel 0,2			Voxel 0,3			Voxel 0,4			total			Voxel 0,2			Voxel 0,3			Voxel 0,4			total			Voxel 0,2			Voxel 0,3			Voxel 0,4			total		
	n	(%)	↑	n	(%)	↑	n	(%)	↑	n	(%)	↑	n	(%)	↑	n	(%)	↑	n	(%)	↑	n	(%)	↑	n	(%)	↑	n	(%)	↑	n	(%)	↑			
3 Fully visible	21	87,5	18	75	14	58,3	53	73,6	24	100	19	79,2	17	70,83	60	83,33	17	70,8	14	58,3	9	37,5	40	55,6	17	70,8	14	58,3	9	37,5	40	55,6				
2 Partially visible	3	12,5	5	20,8	8	33,3	16	22,2	0	0	5	20,8	7	29,17	12	16,67	6	25,0	9	37,5	15	62,5	30	41,7	6	25,0	9	37,5	15	62,5	30	41,7				
1 Barely visible	0	0	1	4,2	2	8,3	3	4,2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	4,2	1	4,2	0	0	2	2,8	1	4,2	1	4,2	0	0	2	2,8			
0 Non-identifiable	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0				
Total	24	100	24	100	24	100	72	100	24	100	24	100	24	100	72	100	72	100	24	100	24	100	24	100	72	100	24	100	24	100	72	100				

## 2.2.2 Figuras

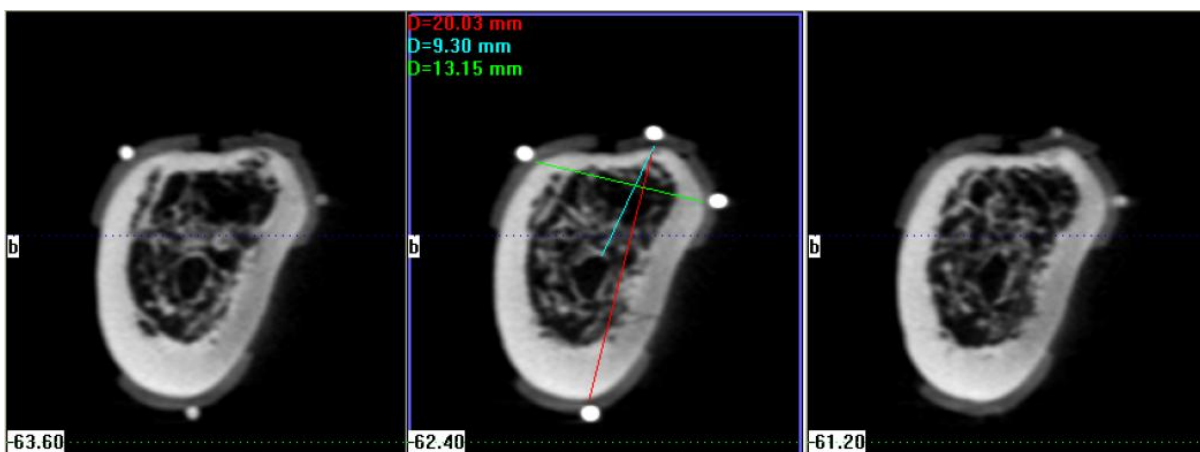


Fig. 1 Example of the measurements taken in the cross-sectional images.

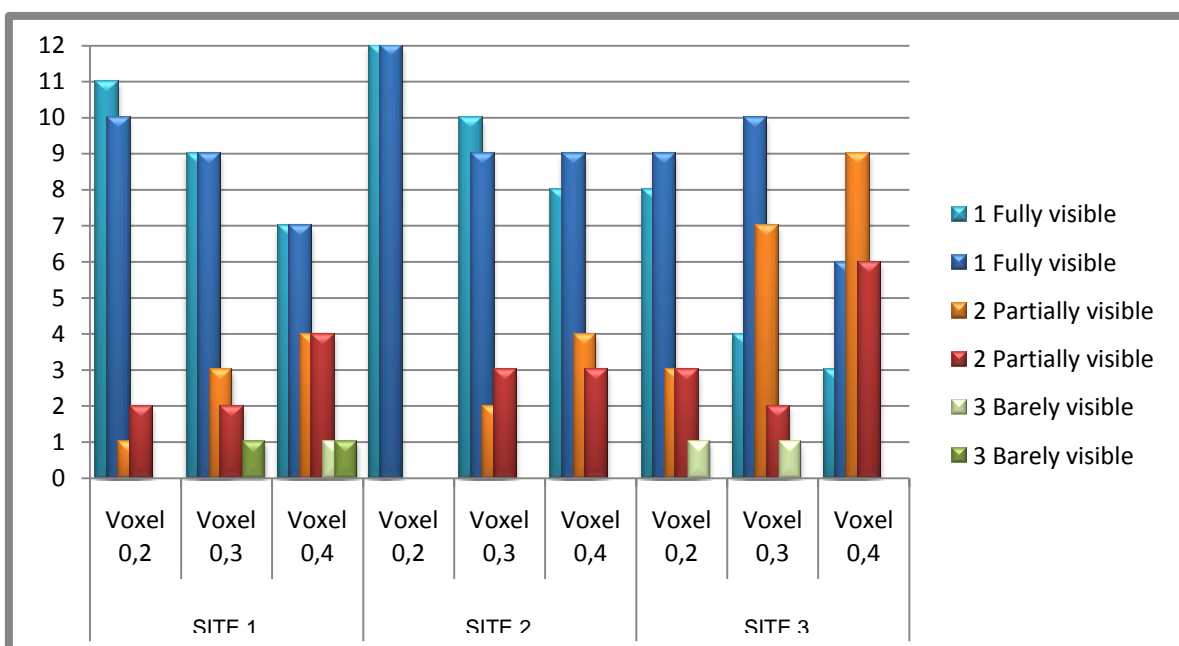


Fig. 2 Total distribution of the visibility of the mandibular canal between voxels and sites.

## 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.<sup>44</sup>

### 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 - Anexo B).

#### 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.<sup>45</sup> 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 Superverview, 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.

### **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<sup>®</sup>3M, São Paulo, Brasil), e recobertos com fita adesiva transparente (Scotch<sup>®</sup>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)

<u>CORTE</u>	<b>Medida 1</b>	<b>Medida 2</b>	<b>Medida 3</b>	<u>CORTE</u>	<b>Medida 1</b>	<b>Medida 2</b>	<b>Medida 3</b>
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

**ANEXO B - TERMO DE DOAÇÃO DAS MANDÍBULAS DA SECRETARIA  
MUNICIPAL DE URBANISMO E SERVIÇOS PÚBLICOS DE FLORIANÓPOLIS/SC**



**PREFEITURA MUNICIPAL DE FLORIANÓPOLIS  
SECRETARIA MUNICIPAL DE URBANISMO E  
SERVIÇOS PÚBLICOS – SUSP**

**AUTORIZAÇÃO**

**PROCESSO Nº 42896-2008.**

*Autorizamos a UFSC – CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE (CCS, com sede no Campus Universitário da Trindade - Fpolis - SC, neste ato representado por seu representante legal, Prof. Murillo José Nunes de Abreu Júnior - Responsável pelo Mestrado em Radiologia Buco-Maxilo-Facial, a receber em doação do Cemitério São Francisco de Assis – Itacorubi, mandíbulas humanas para pesquisa na UFSC.*

**Florianópolis, 16 de setembro de 2008.**

  
**Engº Civil – José Carlos Rauen – Crea 14.996-0  
Secretário Municipal – PMF/SUSP**

  
**Anizio Domingos Fritzen  
Diretor do Departamento de Serviços Públicos/SUSP.**

## ANEXO C - NORMAS DA REVISTA: JOURNAL OF PERIODONTOLOGY

### Instructions to Authors

Updated July 2009

*This update includes revised sections on State of the Art Reviews and Case Reports and Case Series. Other revisions and important items are highlighted in boldface type.*

#### CONTENT

The *Journal of Periodontology* publishes articles relevant to the science and practice of periodontics and related areas. Manuscripts are accepted for consideration with the understanding that text, figures, photographs, and tables have not appeared in any other publication, except as an abstract prepared and published in conjunction with a presentation by the author(s) at a scientific meeting, and that material has been submitted only to this journal.

#### MANUSCRIPT CATEGORIES AND SPECIFIC FORMATS

Submissions to the *Journal of Periodontology* should be limited to one of the categories defined below. Specific information regarding length and format is provided for each category. Please also refer to the instructions provided under Manuscript Submission, Preparation, and Format.

All manuscripts will be reviewed by the Editors for novelty, potential to extend knowledge, and relevance to clinicians and researchers in the field. Some manuscripts will be returned without review, based on the Editors' judgment of the appropriateness of the manuscript for the *Journal of Periodontology*.

#### ORIGINAL ARTICLES

These are papers that report significant clinical or basic research on the pathogenesis, diagnosis, and treatment of the different forms of periodontal disease. Papers dealing with design, testing, and other features of dental implants are also included.

##### Format

Original articles must be limited to 4,000 words (excluding the abstract, references, and figure legends). The reference list should not exceed 50 references, and the combined number of figures and tables must be six or fewer. Multi-panel figures are acceptable.

##### Abstract

All original articles should be submitted with a structured abstract, consisting of no more than 250 words and the following four paragraphs:

- \* Background: Describes the problem being addressed.

- \* Methods: Describes how the study was performed.
- \* Results: Describes the primary results.
- \* Conclusions: Reports what authors have concluded from these results, and notes their clinical implications.

##### Introduction

The Introduction contains a concise review of the subject area and the rationale for the study. More detailed comparisons to previous work and conclusions of the study should appear in the Discussion section.

##### Materials and Methods

This section lists the methods used in the study in sufficient detail so that other investigators would be able to reproduce the research. When established methods are used, the author need only refer to previously published reports; however, the authors should provide brief descriptions of methods that are not well known or that have been modified. Identify all drugs and chemicals used, including both generic and, if necessary, proprietary names and doses. The populations for research involving humans should be clearly defined and enrollment dates provided.

##### Results

Results should be presented in a logical sequence with reference to tables, figures, and illustrations as appropriate.

##### Discussion

New and possible important findings of the study should be emphasized, as well as any conclusions that can be drawn. The Discussion should compare the present data to previous findings. Limitations of the experimental methods should be indicated, as should implications for future research. New hypotheses and clinical recommendations are appropriate and should be clearly identified. Recommendations, particularly clinical ones, may be included when appropriate.

#### STATE OF THE ART REVIEWS

These are focused reviews of basic and clinical science related to periodontics and implant dentistry. These reviews should be concise and address an important and timely clinical question. Authors should discuss clinical relevance and the impact on future understanding and practice. The review should be based on a critical assessment of the literature and should use the format and methods of a "systematic review." Detailed descriptions of the

## Instructions to Authors

systematic review methodology are available on the Web site of the Berkeley Systematic Reviews Group (available at: [www.medepi.net/meta/](http://www.medepi.net/meta/)) and in the *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions*.<sup>1</sup> There are many excellent published examples of systematic reviews, including “Periodontal Disease and Coronary Heart Disease Incidence: A Systematic Review and Meta-Analysis” by Humphrey et al.<sup>2</sup>

Authors of systematic reviews that include a meta-analysis should refer to the QUOROM statement.<sup>3</sup> Authors of systematic reviews without meta-analysis should refer to the reviews edited by Cook et al.<sup>4</sup> and Mulrow et al.<sup>5</sup>

1. Higgins JPT, Green S. *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions* [serial on the Internet]. September 2008; version 5.0.1. Available at: [www.cochrane-handbook.org](http://www.cochrane-handbook.org).
2. Humphrey L, Fu R, Buckley D, Freeman M, Helfand M. Periodontal disease and coronary heart disease incidence: A systematic review and meta-analysis. *J Gen Intern Med* 2008;23: 2079-2086.
3. Moher D, Cook D, Eastwood S, Olkin I, Rennie D, Stroup D. Improving the quality of reports of meta-analyses of randomized controlled trials: The QUOROM statement. *Lancet* 1999;354: 1896-1900.
4. Cook D, Mulrow C, Haynes R. Systematic reviews: Synthesis of best evidence for clinical decisions. *Ann Intern Med* 1997;126:376-380.
5. Mulrow C, Langhorne P, Grimshaw J. Integrating heterogeneous pieces of evidence in systematic reviews. *Ann Intern Med* 1997;127: 989-995.

### Format

The abstract should summarize the main conclusions of the review in 350 words or less. Systematic review articles should: define a clear and clinically relevant research question; retrieve and describe the limitations of previously published reviews on this topic; and justify the need for a systematic review. The review should then define the search strategy used to identify primary articles; describe the methods used to select primary studies; specify inclusion and exclusion criteria (criteria for selecting primary studies should be based on population studied, intervention or exposure, study outcomes, and study methodology); perform a blinded assessment of the quality of the selected articles; describe the reliability of this process in terms of agreement between two

evaluators; account for all studies identified by the search and justify exclusions; state their conclusions; compare their conclusions to the literature and current standard of care; outline the limitations of the review; and suggest areas for future research.

Papers should be balanced, literature-based reviews that are concise (2,000 to 3,000 words) with about 100 key references. Tables and figures should be limited to those essential to convey the results of the review, and the total combined number of tables and figures should not exceed six. Since critical reviews require selection of reports and interpretation of data, authors should disclose financial interest in the companies making products or providing services described in the review.

### COMMENTARY

The purpose of these papers is to provide a forum for discussion of controversies and other issues as they relate to the practice of periodontics and implant dentistry. Full and balanced discussion of controversies on important issues is encouraged. This may result in several authors each presenting a relevant viewpoint. Commentary articles should be concise (2,000 to 3,000 words); however, they should be complete and balanced, which may require that the issue or controversy addressed be highly focused. Appropriate references should be cited.

### Format

#### Introduction

This section should clearly state the clinical question or issues to be discussed and document their importance and timeliness.

#### Body

The body should present the information supporting all aspects of the issues. This portion of the Commentary may be subdivided as appropriate with headings. Figures, tables, and other illustrative materials may be incorporated.

#### Summary

The summary should place the issue in perspective and point a way for future directions in addressing the controversy.

#### Acknowledgments

Since these papers allow authors to express their opinions on a subject, it is extremely important that authors disclose any and all affiliations, financial position, or any other information that constitutes a real or perceived conflict of interest.

## Instructions to Authors

### CASE REPORTS AND CASE SERIES

The *Journal of Periodontology* publishes selected case reports and case series that describe unusual case presentations, complex diagnoses, and novel approaches to treatment within the scope of practice of periodontology. These case reports provide valuable information for clinicians and teachers in the field.

The requirements for patient consent, privacy, and institutional approval are well defined for manuscripts describing research on human subjects. These basic requirements are described by the International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE) in their Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals (available at: [www.icmje.org](http://www.icmje.org)) and are interpreted in the instructions to authors of all peer-reviewed biomedical journals, including the *Journal of Periodontology*.

Due to the changing ethical and legal environment around the use of patient information, the editorial team has received multiple questions about the need for subject consent from patients described in case reports submitted for publication.

The following applies to most case reports and case series. It should be noted that the editors will determine whether specific case reports and case series require additional approvals beyond what is described below.

#### *Requirement for Ethics Board Approval*

Most case reports and case series are a retrospective description of clinical findings in a case or an observed course of events that document a new aspect of patient management during the normal course of clinical treatment. Since there is no hypothesis testing, no systematic data collection beyond that which is part of routine clinical practice, no data analysis, and the work has already been done, case reports and case series do not usually qualify as “research” requiring approval from ethical boards designed to protect humans involved in clinical research.

(U.S. Fed. definition: “RESEARCH is any systematic investigation, including research development, testing and evaluation, designed to develop or contribute to generalizable knowledge.”)

Example 1: Series of private practice implant cases in patients who have been taking bisphosphonates. Authors describe the findings in each case, which are collected and reported in a table format.

Example 2: Authors collect series of private practice implant cases in patients who have or have

not been taking bisphosphonates. The sample size is sufficient for data analysis, and authors analyze and report the incidence of complications.

Example 1 does not qualify as “research,” but example 2 does qualify and requires ethical approval.

#### *Privacy in Case Reports*

No patient identifiers should be included in case reports or case series. If the authors choose to include any subject identifiers, the authors must include the patient’s informed consent to publish the information.

Our policy conforms to the Uniform Requirements, which states: “Patients have a right to privacy that should not be infringed without informed consent. Identifying information should not be published in written descriptions, photographs, and pedigrees unless the information is essential for scientific purposes and the patient (or parent or guardian) gives written informed consent for publication. Informed consent for this purpose requires that the patient be shown the manuscript to be published.”

It should be noted that patients may have given a signed “consent to treat,” but that does not constitute permission to publish their case with personal identifiers unless they have explicitly approved the manuscript. Likewise, patient consent under government privacy rules, such as the Health Insurance Portability and Accountability Act (HIPAA) in the United States, does not constitute permission to publish their case with personal identifiers unless they have explicitly approved the manuscript.

Further information about the preparation of case reports and case series is provided below.

#### *Case Reports*

These manuscripts emphasize clinical periodontics and related oral medicine and pathology. Unusual cases illustrating lesions affecting the orofacial structures that may be expected to influence management of periodontal and implant patients could be presented. Case reports should describe: 1) unique cases that may represent a previously undescribed condition; 2) unexpected association of two or more diseases; 3) adverse or unexpected treatment response; or 4) any other clinical observation based upon well-documented cases that provide important new information.

#### *Case Series*

These papers report a sufficient number of consecutive or randomized cases to make a persuasive argument for or against the procedure, technique, or concept under discussion. Cases should be relatively

## Instructions to Authors

homogeneous so that a systematic evaluation of one type of disease, lesion, or condition is made for the procedure under consideration. Also, treatment and documentation should be consistent and standardized for all cases. It is recognized that definitive evidence for the safety and efficacy of any procedure, drug, or device comes primarily from well-designed, randomized, controlled trials. However, well-executed case series may lead to hypotheses about the usefulness of new and innovative procedures, drugs, or devices and may therefore be of value to the progress of clinical science.

### Format

#### Abstract

Case Reports and Case Series should be submitted with a structured abstract, consisting of no more than 250 words and the following four paragraphs:

- \* Background: Describes the clinical situation being discussed.
- \* Methods: Describes the clinical procedures (surgical and non-surgical) performed.
- \* Results: Describes the clinical results.
- \* Conclusions: Reports what authors have concluded, specifically clinical implications in practice situations.

#### Introduction

This section should include a critical review of the pertinent literature.

#### Case Description and Results

This section describes the case or cases, including all relevant data. For ease of presentation, tables describing longitudinal data in a chronological form may be useful. Carefully selected, high-quality clinical photographs in full color, as well as radiographs, are encouraged.

#### Discussion

This should include findings, put into perspective with respect to the field and literature. Unique arguments and new information gained should be summarized. Consideration of the clinical significance of the case(s) should be emphasized in all sections.

### GUEST EDITORIALS

Guest Editorials may be invited or may be submitted from authorities in certain areas as a means of offering their perspective on one or more articles published in the *Journal*, or on other items of interest to the readership.

### LETTERS TO THE EDITOR

Letters may comment on articles published in the *Journal* and should offer constructive criticism. If a letter comments on a published article, the author(s) will be provided 60 days to respond to the observations.

Letters to the Editor may also address any aspect of the profession, including education and training, new modes of practice, and concepts of disease and its management.

Letters should be brief, focused on one or a few specific points or concerns, and can be signed by no more than five individuals.

Citations should be handled as standard references.

### MANUSCRIPT SUBMISSION, PREPARATION, AND FORMAT

The *Journal of Periodontology* accepts manuscript submissions online at the following URL: <http://mc.manuscriptcentral.com/jperio>.

Authors should prepare manuscripts in accordance with both the instructions below and the preceding instructions provided for each manuscript category.

Detailed instructions for online submission are described under "Web Uploading Policies and Instructions."

Inquiries regarding current submissions should be sent to: Managing Editor, *Journal of Periodontology*, 737 North Michigan Avenue, Suite 800, Chicago, IL 60611-6660. Telephone: 312/573-3224; e-mail: [julie@perio.org](mailto:julie@perio.org).

### SUBMISSION

#### Authorship

Individuals identified as authors must meet the following criteria established by the International Committee of Medical Journal Editors: 1) substantial contributions to conception and design, or acquisition of data, or analysis and interpretation of data; 2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content; and 3) final approval of the version to be published.

Once the *Journal* has received a manuscript, any changes in authorship must be faxed to the editorial office at 312/573-3225 (attn: Bethanne Wilson, Editorial Coordinator) and must contain the signature of the author who has been added or removed from the paper. Authors who are added must submit a conflict of interest and financial disclosure form (described under "Acknowledgments and Conflicts of Interest").

## Instructions to Authors

**Conflict of Interest and Financial Disclosure Forms**  
A conflict of interest and financial disclosure form must be submitted for each author.

A template form can be found on ScholarOne Manuscripts (<http://mc.manuscriptcentral.com/jperio>) in the upper right-hand corner under “Instructions & Forms.” More information on conflicts of interest can be found under “Conflicts of Interest” below.

### PREPARATION

#### Style

Please follow the guidelines below when preparing the manuscript:

- \* Be sure to put the genus and species of an organism and journal names in the reference section in italics.
- \* The *Journal of Periodontology* does not italicize common Latin terms such as *in vitro*, *in vivo*, *e.g.*, or *i.e.*
- \* Use a block style; do not tabulate or indent material.
- \* Refer to the 4th edition of the *Glossary of Periodontal Terms* published by the American Academy of Periodontology for preferred terminology.

Authors are encouraged to use the disease classification as outlined in the *Annals of Periodontology*, volume 4 (1999 International Workshop for a Classification of Periodontal Diseases and Conditions). A summary can be found on the American Academy of Periodontology Web site at <http://www.perio.org/resources-products/classification.htm>.

### FORMAT

Manuscripts must be submitted in Microsoft Word. Margins should be at least 1” on both sides and top and bottom. Materials should appear in the following order:

Title Page  
Abstract (or Introduction) and Key Words  
Text  
Footnotes  
Acknowledgments  
References  
Figure Legends  
Tables

Figures should not be embedded in the manuscript. Authors should retain a copy of their manuscript for their own records.

### TITLE PAGE

The Title Page should contain: 1) a concise but informative title; 2) first name, middle initial, and last name of each author, with the highest academic

degree and the current institutional affiliation for each; 3) name of the department(s) and institution(s) to which the work should be attributed (please use footnote symbols [in the sequence \*, †, ‡, §, ||, ¶, #, \*\*, etc.] to identify authors and their corresponding institutions); 4) disclaimers, if any; 5) the name and address (including fax number and e-mail) of the author(s) responsible for correspondence (please indicate whether fax number and e-mail can be published); 6) sources of support in the form of grants, equipment, drugs, or other significant sources of support; 7) any financial relationships between any author and a commercial firm that may pose a conflict of interest; 8) word count and number of figures and tables in the manuscript; 9) a short running title of no more than 60 characters, including spaces; and 10) a one-sentence summary describing the key finding(s) from the study.

### ABSTRACT OR INTRODUCTION

Please see specific instructions provided for each manuscript category.

### KEY WORDS

A maximum of six key words or short phrases, drawn from MeSH documentation, to facilitate indexing should be listed below the abstract.

### TEXT

Please see specific instructions provided for each manuscript category.

### ACKNOWLEDGMENTS AND CONFLICTS OF INTEREST

#### Acknowledgments

At the end of the Discussion, acknowledgments may be made to individuals who contributed to the research or the manuscript preparation at a level that did not qualify for authorship. This may include technical help or participation in a clinical study. Authors are responsible for obtaining written permission from persons listed by name. Acknowledgments must also include a statement that includes the source of any funding for the study, and defines the commercial relationships of each author.

#### Conflicts of Interest

In the interest of transparency and to allow readers to form their own assessment of potential biases that may have influenced the results of research studies, the *Journal of Periodontology* now requires that all authors declare potential competing interests relating

## Instructions to Authors

to papers accepted for publication. Conflicts of interest are defined as those influences that may potentially undermine the objectivity or integrity of the research, or create a perceived conflict of interest.

Authors are required to submit:

- 1) **A statement in the manuscript, following Acknowledgments, that includes the source of any funding for the study, and defines the commercial relationships of each author.** If an author has no commercial relationships to declare, a statement to that effect should be included. This statement should include financial relationships that may pose a conflict of interest or potential conflict of interest. These may include financial support for research (salaries, equipment, supplies, travel reimbursement); employment or anticipated employment by any organization that may gain or lose financially through publication of the paper; and personal financial interests such as shares in or ownership of companies affected by publication of the research, patents or patent applications whose value may be affected by this publication, and consulting fees or royalties from organizations which may profit or lose as a result of publication. An example is shown below.
- 2) **A conflict of interest and financial disclosure form for each author.** This form can be found on ScholarOne Manuscripts (<http://mc.manuscriptcentral.com/jperio>) in the upper right-hand corner under "Instructions & Forms." The form should be completed by each author and provided to the corresponding author. The corresponding author is responsible for submitting these forms from each author when the manuscript is submitted. These forms should be sent to Bethanne Wilson, Editorial Coordinator, either via e-mail at [bethanne@perio.org](mailto:bethanne@perio.org) or fax at 312/573-3225. These forms can also be uploaded in the cover letter area during the manuscript submission process.

Conflict of interest information will not be used as a basis for suitability of the manuscript for publication.

### **Example of Conflict of Interest Statement:**

This study was supported by a grant from the Acme Implant Corporation, Seoul, Korea. Drs. Able, Kim, and Bruce report no financial relationships related to any products involved in this study. Dr. Lee is on the scientific advisory board for Acme Implant Corporation and gives lectures sponsored by the company. Dr. Smith is a consultant and shareholder of the Brownstone Implant Corporation, Boston, MA. Dr.

Wang is employed full-time as chief technical officer of the Acme Implant Corporation.

### **REFERENCES**

References should be numbered consecutively in the order in which they appear in the text. A journal, magazine, or newspaper article should be given only one number; a book should be given a different number each time it is mentioned, if different page numbers are cited.

All references are identified, whether they appear in the text, tables, or legends, by Arabic numbers in superscript. Journal title abbreviations should be those used by the U.S. National Library of Medicine. If you are uncertain about the correct abbreviation for a journal title, please refer to the NLM's comprehensive listing at <ftp://nlpubs.nlm.nih.gov/online/journals/ljiweb.pdf>.

The use of abstracts as references is strongly discouraged. Manuscripts accepted for publication may be cited. Material submitted, but not yet accepted, should be cited in text as "unpublished observations." Written and oral personal communications may be referred to in text, but not cited as references. Please provide the date of the communication and indicate whether it was in a written or oral form. In addition, please identify the individual and his/her affiliation. Authors should obtain written permission and confirmation of accuracy from the source of a personal communication. Presented papers, unless they are subsequently published in a proceedings or peer-reviewed journal, may not be cited as references. In addition, Wikipedia.org may not be cited as a reference. For most manuscripts, authors should limit references to materials published in peer-reviewed professional journals. In addition, authors should verify all references against the original documents. References should be typed double-spaced. Examples of references are given below. Authors are encouraged to consult EndNote for the *Journal of Periodontology's* preferred reference style.

### **Journals**

1. Standard journal reference. Note: list all authors if six or fewer; when seven or more, list only first three and add et al. Glass DA, Mellonig JT, Towle HJ. Histologic evaluation of bone inductive proteins complexed with coralline hydroxyapatite in an extraskeletal site of the rat. *J Periodontol* 1989;60:121-125.



## Instructions to Authors

2. Corporate author. Federation Dentaire Internationale. Technical report no. 28. Guidelines for antibiotic prophylaxis of infective endocarditis for dental patients with cardiovascular disease. *Int Dent J* 1987;37:235.
3. Journal paginated by issue. Card SJ, Caffesse RG, Smith BA, Nasjleti CE. New attachment following the use of a resorbable membrane in the treatment of periodontitis in dogs. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1989;9(1):59-69.
4. Non-English-language titles translated into English. Buchmann R, Houry F, Hesse T, Müller RF, Lange DE. Antimicrobial therapy of peri-implant disease (in German). *Z Zahnärztl Implantol* 1996;12:152-157.

### Books and Other Monographs

5. Personal author(s). Tullman JJ, Redding SW. *Systemic Disease in Dental Treatment*. St. Louis: The CV Mosby Company; 1983:1-5.
6. Chapter in a book. Rees TD. Dental management of the medically compromised patient. In: McDonald RE, Hurt WC, Gilmore HW, Middleton RA, eds. *Current Therapy in Dentistry*, vol. 7. St. Louis: The CV Mosby Company; 1980:3-7.
7. Agency publication. Miller AJ, Brunelle JA, Carlos JP, Brown LJ, Loe H. Oral Health of United States Adults. Bethesda, MD: National Institute of Dental Research; 1987. NIH publication no. 87-2868.
8. Dissertation or thesis. Teerakapong A. Langerhans' cells in human periodontally healthy and diseased gingiva. [Thesis]. Houston, TX: University of Texas; 1987. 92 p.

### Electronic Citations

9. Online journals without volume and page information. Berlin JA, Antman EM. Advantages and limitations of meta-analytic regressions of clinical trials data. *Online J Curr Clin Trials* [serial online]. June 4, 1994; doc 134. Accessed July 20, 2000.
10. Online journals with volume and page information. Fowler EB, Breault LG. Ridge augmentation with a folded acellular dermal matrix allograft: A case report. *J Contemp Dent Pract* [serial online]. 2001;2(3):31-40. Available from: Procter & Gamble Company, Cincinnati, OH. Accessed December 15, 2001.
11. Web sites. Centers for Disease Control and Prevention. Preventing emerging infectious diseases: Addressing the problem of antimicrobial

resistance. Available at: <http://www.cdc.gov/ncidod/emergplan/antiresist/>. Accessed November 5, 2001.

### TABLES

Tables should be numbered consecutively in Arabic numbers in the order of their appearance in the text. A brief descriptive title should be supplied for each. Explanations, including abbreviations, should be listed as footnotes, not in the heading. Every column should have a heading. Statistical measures of variations such as standard deviation or standard error of the mean should be included as appropriate in the footnotes. Do not use internal horizontal or vertical rules.

### FIGURE LEGENDS

Legends should be typed double-spaced with Arabic numbers corresponding to the figure. When arrows, symbols, numbers, or letters are used, explain each clearly in the legend; also explain internal scale, original magnification, and method of staining as appropriate. Panel labels should be in capital letters. Legends should not appear on the same page as the actual figures.

### FIGURES

Digital files must be submitted for all figures.

Submit one file per figure. Multiple panels should be labeled and combined in a single file. Photomicrographs should have internal scale markings. Human subjects must not be identifiable in photographs, unless written permission is obtained and accompanies the photograph. Lettering, arrows, or other identifying symbols should be large enough to permit reduction and must be embedded in the figure file. Figure file names must include the figure number.

Clinical color photographs are encouraged. There is no charge to the author for publication of any figure. Authors are asked to use shades of green, blue, or purple in color graphs. Yellow, red, and orange should be avoided unless scientifically necessary (e.g., to depict species of the orange complex, red complex, etc.).

Authors are strongly encouraged to prepare basic, simple designs that can be clearly understood when reproduced; use of "3-dimensional" graphics is not recommended. Unnecessarily complex designs may be returned for simplification before publication.

Details of programs used to prepare digital images must be given to facilitate use of the electronic image. Use solid or shaded tones for graphs and charts. Patterns other than diagonal lines may not reproduce well.

## Instructions to Authors

### DIGITAL FILE SPECIFICATIONS

To ensure the highest quality reproduction of your figures, please observe the following recommendations.

#### Resolution

Proper resolution is very important to preserve the quality of your printed figures. The following resolutions must be submitted for your files.

Please do not reduce your figures below a readable size to achieve higher resolution. These files will not be usable.

#### Format

TIFF or EPS files at the proper resolution (see above) will give the best results. If you cannot produce these files, do not send low-resolution conversions. With all figures, please also send a PDF that can be rasterized in the event your files are not usable.

Word, Excel, PS, and JPEG files can sometimes be acceptable alternatives. Send these along with a PDF if you cannot achieve the proper results in TIFF or EPS format. For graphs and charts, do not use patterned fills. Solid tones or colors are recommended instead.

#### Color Space

Figures should be saved as CMYK, not RGB. Files submitted in RGB will be converted to CMYK, and significant color shift may occur.

#### Font

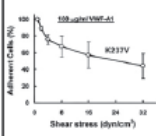
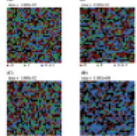
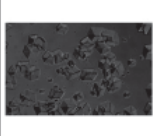
Files other than TIFF or JPEG must be saved with fonts embedded. Acceptable fonts include Helvetica, Times New Roman, Symbol, Mathematical PI, and European PI. All other fonts may be replaced, resulting in data loss or realignment.

#### Other

Please send a PDF with all figure submissions and verify that the PDF and digital versions of your figures are identical. If you have any questions concerning the creation or submission of digital art, please visit the Dartmouth Journal Services Web site at <http://www.dartmouthjournals.com/digart.html> or send an e-mail to [perio@dartmouthjournals.com](mailto:perio@dartmouthjournals.com).

### UNITS OF MEASUREMENT

Measurements of length, height, weight, and volume should be reported in metric units or their decimal multiples. Temperatures should be given in degrees Celsius and blood pressure in millimeters of mer-

Line Art (type and line only)	All Color Images and B/W Combination Halftones (images and type)	B/W Halftones (grayscale with no type or lettering)
		
<b>1000 dpi</b>	<b>600 dpi</b>	<b>300 dpi</b>

cury. All hematologic and clinical chemistry measurements should be reported in the metric system in terms of the International System of Units (SI). Description of teeth should use the American Dental Association (i.e., Universal/National) numbering system.

### STATISTICS

Statistical methods should be described such that a knowledgeable reader with access to the original data could verify the results. Wherever possible, results should be quantified and appropriate indicators of measurement error or uncertainty given. Sole reliance on statistical hypothesis testing or normalization of data should be avoided. Data in as close to the original form as reasonable should be presented. Details about eligibility criteria for subjects, randomization, methods for blinding of observations, treatment complications, and numbers of observations should be included. Losses to observations, such as dropouts from a clinical trial, should be indicated. General-use computer programs should be listed. Statistical terms, abbreviations, and symbols should be defined. Detailed statistical, analytical procedures can be included as an appendix to the paper if appropriate.

### ANIMAL AND HUMAN TRIALS

All manuscripts reporting the use of human subjects must include a statement that the protocol was approved by the author's institutional review committee for human subjects AND that the study was conducted in accordance with the Helsinki Declaration of 1975, as revised in 2000. Do not use any designation in tables, figures, or photographs that

## Instructions to Authors

would identify a patient, unless express written consent from the patient is submitted.

For research involving the use of animals, it is necessary to indicate that the protocol was approved by the author's institutional experimentation committee or was in accordance with guidelines approved by the Council of the American Psychological Society (1980) for the use of animal experiments.

### FOOTNOTES

Footnotes should be used only to identify author affiliation; to explain symbols in tables and illustrations; and to identify manufacturers of equipment, medications, materials, and devices. Use the following symbols in the sequence shown: \*, †, ‡, §, ||, ¶, #, \*\*, ††, etc.

### IDENTIFICATION OF PRODUCTS

Use of brand names within the title or text is not acceptable, unless essential when the paper is comparing two or more products. When identification of a product is needed or helpful to explain the procedure or trial being discussed, a generic term should be used and the brand name, manufacturer, and location (city/state/country) cited as a footnote.

### REVIEW PROCESS AND PUBLICATION PROCEDURES

#### *Peer Review*

The *Journal of Periodontology* is a peer-reviewed publication. All manuscripts, including State of the Art Reviews, Commentaries, Case Reports, Case Series, and Clinical Practice, are submitted to a minimum of two reviewers and, when appropriate, to a statistical reviewer. Authors are given reviewer comments and additional information or observations as the Editor believes would be helpful. Revised manuscripts are due within 30 days of receipt of the Editor's communication.

#### *Copyright*

All manuscripts accepted for publication become the property of the American Academy of Periodontology. A copyright form must be signed by all authors and returned to the Managing Editor. A file containing this form always accompanies the acceptance e-mail.

#### *Reprints*

Corresponding authors may purchase reprints at the time pages are received for proofreading. Reprints can be purchased in 4-color or black and white.

## ANEXO D - NORMAS DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DA UFSC



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
FONE/FAX (48) 3319531  
e-mail:cpgo@ccs.ufsc.br

### **Normalização do Programa de Pós-Graduação em Odontologia para apresentação do trabalho de conclusão do Curso no Mestrado e Doutorado**

O Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, resolve aprovar medidas para sistematizar a apresentação dos trabalhos de conclusão de curso para a obtenção do título de Mestre e Doutor em Odontologia, na área que esteja cursando.

Os trabalhos poderão ser apresentados respectivamente na forma de Tese, Dissertação e Artigo para Publicação.

- 1) As formas de Dissertação e Tese seguirão as normas estabelecidas pela ABNT, já utilizadas por este programa.
- 2) No formato de artigo para publicação o trabalho deverá ser apresentado na forma que segue:

#### **CAPITULO I**

- 1) Resumo, 2) Abstract : Este itens deverão estar na forma como é apresentado nas Teses e Dissertações, ou seja, deve conter o conteúdo total do ou dos artigos apresentados.

#### **CAPITULO II**

- 1) Introdução: A introdução deve ser geral, contendo uma revisão da literatura objetiva e concentrada dos trabalhos principais e mais relevantes. Deve incluir a proposta do trabalho e seus objetivos.

### CAPITULO III

1) Artigo para Publicação: Poderão ser incluídos um ou mais artigos que estejam relacionados com a proposta e objetivos do trabalho.

**Inc. 1)** O(s) artigo(s) deverá(ao) apresentar a formatação (resumo, introdução, material e métodos, discussão, conclusão, referências, gráficos, figuras, tabelas etc.) de acordo com a revista a que será submetido.

**Inc. 2)** O(s) artigo(s) produzido(s) para a obtenção do título de Mestre e Doutor, deverá(ao) ser de preferência para publicação em Revistas Qualis A ou B Internacional secundariamente em Qualis C Internacional ou A Nacional.

**Inc. 3)** O(s) artigo(s) produzido(s) deverá(ao) ser apresentados em Português e no idioma da revista de destino.

### CAPITULO IV

1) Bibliografia Consultada: Este tópicos servirá para a colocação das referências que entraram na introdução geral e metodologia, mas que não fazem parte do(s) artigo(s), conforme ABNT ou Vancouver.

### CAPITULO V

1) Anexos e Apêndices: Farão parte deste tópico:

1. Partes da Metodologia que não entraram no artigo como: Metodologia expandida, ou seja, textos preliminares ou textos coadjuvantes ou outras explicações necessárias, banco de dados originais, tratamento estatístico etc.
2. Forma de consentimento livre e esclarecido, se necessário
3. Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (humanos e animais), se necessário
4. Relação de outros trabalhos publicados ou enviados para publicação durante o Mestrado e ou Doutorado

Esta norma estabelece modificação do Artigo 56 do Regimento do Programa de Pós-Graduação em Odontologia que passa ter a seguinte redação:

Art. 56 - Após a defesa da dissertação, tese ou artigo científico para publicação, deverá ser entregue à Coordenação do Programa, em até 90 (noventa) dias, 2(dois) exemplares do trabalho de conclusão de curso na forma apresentada e 2(duas) cópias eletrônicas, onde constem as correções e sugestões feitas pela Banca Examinadora, resumo de 10(dez) linhas para Biblioteca Central, bem como comprovante de envio do artigo para a revista a qual será submetido à publicação.

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)