

CARLA BEATRIZ KLAMT

**ANÁLISE SUBJETIVA DA QUALIDADE DA
IMAGEM TOMOGRÁFICA DE ESTRUTURAS
ANATÔMICAS MANDIBULARES DE ACORDO COM
O TAMANHO DO *VOXEL***

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Mestre em Radiologia Odontológica, Área de concentração Radiologia Odontológica.

Orientador: Prof. Dr^a. Gláucia Maria Bovi Ambrosano

PIRACICABA
2011

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecária: Elis Regina Alves dos Santos – CRB-8^a / 8099

K662a Klamt, Carla Beatriz.
Análise subjetiva da qualidade da imagem tomográfica de estruturas anatômicas mandibulares de acordo com o tamanho do voxel / Carla Beatriz Klamt. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2011.

Orientador: Gláucia Maria Bovi Ambrosano.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Tomografia computadorizada de feixe cônico. 2. Diagnóstico. 3. Mandíbula. I. Ambrosano, Gláucia Maria Bovi. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(eras/fop)

Título em Inglês: Subjective analysis of tomographic image quality of mandibular anatomic structures according to voxel size

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Cone-beam computed tomography. 2. Diagnosis. 3. Mandible

Área de Concentração: Radiologia Odontológica

Titulação: Mestre em Radiologia Odontológica

Banca Examinadora: Gláucia Maria Bovi Ambrosano, Solange Maria de Almeida, Sérgio Lúcio Pereira de Castro Lopes

Data da Defesa: 28-02-2011

Programa de Pós-Graduação em Radiologia Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 28 de Fevereiro de 2011, considerou a candidata CARLA BEATRIZ KLAMT aprovada.

Handwritten signature of Gláucia Maria Bovi Ambrosano.

Profa. Dra. GLAUCIA MARIA BOVI AMBROSANO

Handwritten signature of Sérgio Lúcio Pereira de Castro Lopes.

Prof. Dr. SÉRGIO LÚCIO PEREIRA DE CASTRO LOPES

Handwritten signature of Solange Maria de Almeida.

Profa. Dra. SOLANGE MARIA DE ALMEIDA

*Dedico este trabalho a **Deus**, que me
ampara a cada dia e aos meus pais, **Odilo e**
Ada, que sempre se deram por inteiro para
realizar os meus sonhos.*

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Nível Superior (CAPES), pela concessão do auxílio financeiro.

À minha orientadora Prof^{ta}. Dra. Gláucia Maria Bovi Ambrosano, por ter me ajudado em tudo o que lhe foi possível, por ter sido compreensiva com as minhas dúvidas não só de trabalho, mas também pessoais. Obrigada por ter sido paciente com minhas dificuldades e por ser essa pessoa tão querida!

À Prof^{ta}. Dra. Solange Maria de Almeida agradeço imensamente por tudo o que fez por mim, desde o início do curso quando enfrentei problemas de saúde e foi compreensiva com a dificuldade daqueles dias e com minha ausência necessária por um momento. Mesmo não sendo sua orientada, me senti “adotada” e mais segura por todo seu cuidado comigo. Muito obrigada pelo carinho!

Ao Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo, por ser essa pessoa maravilhosa, que se preocupa com o bem estar e o sucesso de seus alunos como se fossem seus filhos. Muito obrigada por seu carinho e zelo comigo. Serei eternamente grata por tudo que aprendi com o senhor, como professor e como pessoa!

Ao Prof. Dr. Francisco Haiter Neto, por ter me recebido tão bem na FOP quando eu ainda nem era aluna, por ter me ajudado com seus conhecimentos na melhoria da aula de qualificação e por sua compreensão.

À Prof^a. Dra. Mariliani Chicarelli da Silva e ao Prof. Dr. Ricardo Alves Matheus pelos exemplos e incentivo.

À Prof^a. Dra. Débora Queiroz de Freitas, ao Prof. Dr. Paulo Henrique Ferreira Caria e ao Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo pelo aceite em participar da banca de qualificação e por suas considerações para a melhoria deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Sérgio Lucio Pereira de Castro Lopes e à Prof^a. Dra. Solange Maria de Almeida por terem aceitado o convite para participar da banca de defesa da dissertação.

À Prof^a. Dra. Flávia Moraes R. Perez, pela disposição em ajudar e sanar minhas dúvidas, mesmo distante. Sem você as coisas teriam sido muito mais difíceis.

Aos Avaliadores da minha pesquisa: Anne, Débora, Monikelly, Luciana e Saulo por doarem “um pouco do pouco tempo” de cada um.

À Clínica Sorcise na pessoa do Dr. Luciano Aguiar e da colega de pós-graduação e amiga Luciana Aguiar pela disposição em ajudar.

À Clínica TCCI na pessoa do Dr. Marcello Mota Matos e da radiologista e amiga Larissa Pompermayer pela disponibilidade do tomógrafo para realização das imagens deste estudo.

Aos companheiros de clínica Fernando e Waldeck pela amizade e por sempre estarem dispostos a nos ajudar e transmitir um pouco de seus conhecimentos e à Giselda por sua meticulosidade na realização de suas tarefas tornando a clínica sempre “pronta para o trabalho”.

À Luciane pela amizade e por sua competência na realização do seu trabalho, cuidando de tudo com esmero, sempre disposta a nos ajudar.

Aos demais funcionários da FOP por ajudarem a tornar a faculdade um lugar agradável aos que por ela circulam.

Aos Pacientes pela oportunidade de aprendizado e paciência ao prestarmos “nossos serviços”.

Aos Alunos da FOP pela oportunidade de aprender enquanto procurávamos ensinar.

Agradecimentos Especiais

À Deus, pela presença constante em minha vida, por sempre me ouvir, não me deixar desistir no meio do caminho e me mostrar nos momentos mais difíceis que eu sempre posso confiar em Ti.

“Sustenta-me, segundo a tua promessa, e eu viverei; não permitas que se frustrem as minhas esperanças”.

Sf 119:116

Aos meus pais, Odilo e Ada, minhas “jóias mais caras”. É por Deus e por vocês que dedico tudo o que faço. Obrigada por estarem sempre ao meu lado, me ouvirem e se manterem firmes nos meus momentos de angústia, disfarçando muitas vezes a vossa própria preocupação. Vocês sempre fizeram e fazem o possível para que eu realize os meus sonhos, sempre serei grata por tudo. Sou muito abençoada por ter vocês na minha vida!

Ao Guilherme, meu namorado e amigo, pelo incentivo em fazer o mestrado, mesmo sabendo que isso o deixaria fisicamente ainda mais distante de mim. Obrigada por estar ao mesmo lado nos momentos de alegria ou de tristeza, mesmo que muitas vezes não de corpo presente, por me ouvir, apoiar e por nunca desistir de mim. Obrigada por você existir!

A todos os meus familiares, em especial aos meus Avós Lindolfo, Elma e Hilda por terem sempre me apoiado na busca dos meus objetivos, pelo amor e

preocupação, e pela compreensão em cada ausência minha. Agradeço também ao meu avô **Wunibaldo** (in memoriam), sei que de onde está olha por mim.

A todos os meus amigos, em especial os “de casa” por terem sempre estado ao meu lado nos momentos de alegria e de dificuldades, sempre compreendendo os momentos em que não pude estar presente e torcendo pelo meu sucesso: Audi, Paloma, Kelly, Geovana, Marci, “Las hermanas” Thaís, Dione, Julia, Eveline, Jéssica, Juliana S. Juliana Z. e Aline. Enfim, a todos os amigos, de vários outros lugares, que estiveram comigo nos últimos anos, mesmo que não de corpo presente.

Aos meus amigos que se casaram durante o meu mestrado e não pude ir: **Rafael, Joyce, Danilo, Araceli e Dani**, obrigada pela compreensão. Vocês são muito especiais para mim!

Às minhas amigas **Débora e Carol**, minhas “roommates”, que estiveram comigo nesses dois anos. Foi um prazer morar com vocês, chorar algumas vezes, rir muitas outras, fazer nossos “almoços de família”. Obrigada pela companhia, pela paciência e pela amizade.

Ao **Marcos Endo** e à **Nádia Fayez**, companhias das longas viagens para casa, aqui vocês se tornaram verdadeiros amigos. Boa sorte na continuidade da jornada!

A todos os amigos que fiz em Piracicaba, em especial do Doutorado: Carol, Dani, Luciana, Matheus, Saulo e Anne e principalmente do Mestrado em Radiologia Odontológica, as pessoas que iniciaram comigo essa jornada: Amanda, Débora, Monikelly, Bia, Laura, Fred, Luana, Manu, Isabela e “nossa” aluna especial Gabriella. Muito obrigada pelo apoio, companhia e ajuda de cada um, vocês sempre terão um espaço no meu coração!

À minha querida amiga Larissa que me apresentou a cidade de Piracicaba e se dispôs a me ajudar mesmo quando mal me conhecia. Mesmo nos encontrando pouco, você se tornou uma grande amiga da qual sentirei muitas saudades. Mesmo distante espero que estejamos sempre próximas!

À Isabela que me ajudou com a parte prática do trabalho, e também enviando artigos quando pareciam úteis para mim, assim como Monikelly sempre tirando minhas dúvidas e me ajudando no que fosse possível. Agradeço a elas e a todos que me deram dicas, assistiram aos meus “ensaios”, ofereceram ajuda e contribuíram direta ou indiretamente para a realização não só deste trabalho, mas também do meu mestrado.

*“A mente que se abre a uma nova idéia
jamais voltará ao seu tamanho original.”*

Albert Einstein

RESUMO

O objetivo neste trabalho foi comparar de maneira subjetiva a qualidade da imagem tomográfica em exames obtidos e reconstruídos com diferentes tamanhos de *voxel*. Foram realizadas imagens de 10 mandíbulas humanas maceradas por meio do aparelho de tomografia computadorizada de feixe cônico i-CAT®, utilizando FOV de 6 cm e os seguintes tamanhos de *voxel* e tempo para cada aquisição: 0,4 mm em 10 segundos; 0,4 mm em 20 segundos; 0,3 mm em 20 segundos; 0,25 mm em 40 segundos e 0,2 mm em 40 segundos. Posteriormente, utilizando-se o *software* XoranCAT®, foram realizadas as reconstruções multiplanares, sendo os valores de *voxels* iguais, menores e maiores que os de aquisição, originando 17 grupos. A partir da observação de 10 estruturas anatômicas, cinco examinadores independentes avaliaram a qualidade de imagem em cortes parassagitais por meio de um sistema de escores. As análises de reprodutibilidade inter e intra-examinador foram realizadas pelo coeficiente de correlação intra-classe e a seguir foi calculada a mediana dos escores de qualidade dos cinco avaliadores e os grupos foram comparados pelo teste de Friedman e teste não paramétrico de comparações múltiplas (nível de significância de 5%). Os resultados mostraram que as estruturas anatômicas mais bem observadas nas imagens por TCFC avaliadas nesta pesquisa foram a foramina lingual, o forame mental e o osso cortical. Já as estruturas de pior observação foram o espaço periodontal e a cortical alveolar. Para todas as estruturas avaliadas, não houve diferença estatística ($p > 0,05$) entre as reconstruções de um mesmo protocolo de aquisição. A aquisição e reconstrução com *voxel* de 0,2 mm em 40 segundos foi a que apresentou melhor qualidade de imagem para todas as estruturas anatômicas, exceto para a cortical alveolar, na qual não houve diferença entre as aquisições e reconstruções ($p > 0,05$), enquanto as aquisições com *voxel* de 0,4 mm em 10 segundos, independente do protocolo de reconstrução, apresentaram-se com valores significativamente inferiores ($p \leq 0,05$) ao protocolo de aquisição e reconstrução com *voxel* de 0,2 mm em 40 segundos.

Palavras-Chave: tomografia computadorizada de feixe cônico; diagnóstico; mandíbula.

ABSTRACT

The aim of this study was to compare subjectively the tomographic image quality in examinations obtained and reconstructed in different voxel sizes. The images were performed in 10 dry human mandibles using the cone beam computerized tomography scanner i-CAT®, using FOV of 6 cm and the following voxel sizes and acquisition time: 0.4 mm in 10 seconds, 0.4 mm in 20 seconds, 0.3 mm in 20 seconds, 0.25 mm in 40 seconds and 0.2 mm in 40 seconds. Using the program XoranCAT®, multiplanar reconstructions were performed and the voxel values were equal, smaller and larger than those of acquisition, resulting in 17 groups. The image quality of 10 anatomical structures was evaluated by five independent observers in parasagittal slices on a score system scale. Inter- and intra-observers agreements were quantified by Intraclass correlation coefficient and after that the median quality scores for the five evaluators was calculated and the groups were compared by the Friedman test and nonparametric multiple comparisons (significance level of 5%). The results showed that the better observed anatomical structures in this study were the lingual foramina, mental foramen and the cortical bone. The less visible structures were the periodontal space and the cortical alveolar. For all the evaluated structures, there was no statistical difference ($p > 0.05$) among the reconstructions of the same acquisition protocol. The acquisition and reconstruction with a voxel of 0.2 mm in 40 seconds, showed the best image quality for all anatomical structures except the cortical alveolar, in which there was no difference between acquisitions and reconstructions ($p > 0.05$), while acquisitions with voxel of 0.4 mm in 10 seconds, regardless the reconstruction protocol, presented significantly lower values ($p \leq 0.05$) than the acquisition protocol and reconstruction with a voxel of 0.2 mm in 40 seconds.

Keywords: Cone beam computed tomography; diagnosis; mandible.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	01
2. REVISÃO DA LITERATURA	04
3. PROPOSIÇÃO	20
4. MATERIAL E MÉTODOS	21
5. RESULTADOS	29
6. DISCUSSÃO	42
7. CONCLUSÃO	52
REFERÊNCIAS	53
APÊNDICE	59
ANEXO	61

1 INTRODUÇÃO

A imagem radiográfica é de grande importância como exame complementar para o diagnóstico na prática odontológica. Durante muitos anos, o diagnóstico por imagem foi baseado principalmente na utilização das radiografias intrabucais e extrabucais, que ainda são amplamente utilizadas, mas possuem limitações inerentes às projeções em duas dimensões como: ampliações, distorções, sobreposições, podendo levar a interpretações incorretas. Com o desenvolvimento da tomografia computadorizada (TC), foi possível a avaliação das estruturas craniofaciais em três dimensões. A TC é um método de diagnóstico por imagem que utiliza radiação X e permite obter a reprodução de uma seção do corpo humano em quaisquer uns dos três planos.

Porém, a TC ainda não é ideal para aplicações na odontologia, devido a uma maior exposição do paciente à radiação, aumento do custo e disponibilidade limitada.

No final da década de noventa, surgiu a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), método radiográfico que passou a ter aplicação em várias áreas da Odontologia, como cirurgia, implantodontia, endodontia, entre outras.

Na TCFC, o feixe de raios X é em forma de cone, com largura suficiente para abranger toda a região de interesse. Na TC o feixe de raios X é em forma de leque, podendo ser chamada de tomografia computadorizada *fan beam* (TCFB). Na primeira, a imagem do crânio é formada como um todo pelo tomógrafo e é um programa de computador, especialmente desenvolvido para esse fim, que realiza os cortes da imagem. Na segunda, a imagem do crânio é adquirida em fatias e o programa de computador fica com a função de uni-las para a obtenção da imagem como um todo. Na maioria dos aparelhos de TCFC, o conjunto fonte de raios X e receptor de imagens gira 360° em torno da região de interesse. Durante esse giro, projeções únicas bidimensionais são adquiridas. Essas projeções são semelhantes a imagens radiográficas laterais e pósterio-anteriores, cada uma com um pequeno deslocamento da outra. Esses dados são enviados ao computador e

o programa do tomógrafo, por meio de algoritmos, gera a imagem tridimensional que pode ser usada para fornecer imagens de reconstrução primária em três planos (axial, sagital, coronal). Aparelhos como o i-CAT® (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA), durante a rotação do aparelho, não emitem radiação contínua e sim em pulsos, ou seja, através de emissões brevíssimas de radiação X que se reproduzem em intervalos regulares. Essa técnica reduz consideravelmente a dose de radiação para o paciente (Scarfe & Farman, 2008).

Uma imagem digital é composta por um arranjo bidimensional formado através da interseção de planos (linhas e colunas) entre o eixo das abscissas e das ordenadas (X e Y), chamado de matriz. Essa é constituída por um conjunto de *pixels* distribuídos nessas linhas e colunas. O *pixel* é o menor ponto da imagem que pode ser obtido. Nos *pixels* (bidimensionais), estão representados os valores dos tons de cinza de tecidos que foram radiografados. A partir desses, são formados os elementos tridimensionais (eixo Z) que correspondem aos *voxels*. O *pixel* apresenta apenas largura e altura e o *voxel* apresenta largura, altura e profundidade. O FOV (*Field of View*) corresponde ao tamanho do campo de visão a ser estudado e pode ser colimado de acordo com a área de interesse. A divisão do FOV pelo tamanho da matriz do tomógrafo fornece o tamanho do *pixel* a ser exibido (Cavalcanti, 2008).

Apesar de a TCFC possuir uma maior dose de radiação que radiografias panorâmicas e teleradiografias laterais convencionais e digitais, (Ludlow *et al.*, 2003; Silva *et al.*, 2008) apresenta uma dose de exposição do paciente até 15 vezes menor que a tomografia computadorizada *multislice* (TCMS) (Scarfe *et al.*, 2006). Além dessa vantagem, apresenta outras como a produção de imagens com precisão devido ao *voxel* isométrico, de resolução submilimétrica, com alto contraste dos tecidos duros, colimação do feixe de raios X de acordo com a área de interesse, menor espaço físico requerido, e tempo de exame relativamente rápido quando comparado a TCFB. Os programas de TCFC permitem a reconstrução multiplanar do volume escaneado, como a reconstrução primária ou

direta nos planos axial, sagital e coronal e reconstruções secundárias como imagens panorâmicas, parassagitais e reconstrução em três dimensões.

Vários protocolos podem ser utilizados para obtenção da imagem em TCFC, com variação do tamanho do *voxel* e do tempo de aquisição, o que pode influenciar na sua qualidade. Dessa forma, julga-se importante avaliá-la, com a utilização de diferentes protocolos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Mozzo *et al.* em 1998 afirmaram que o *software* do tomógrafo de feixe cônico permite a obtenção, por meio de uma reconstrução primária (ou direta), de cortes axiais de uma determinada região escolhida pelo operador a partir de uma vista lateral da cabeça usada como *scout*. Várias reconstruções primárias podem ser realizadas com os dados brutos de um único exame. A partir dos cortes axiais (reconstrução primária) é possível realizar por meio de reformatações chamadas de reconstruções secundárias (reformatação ou reconstrução multiplanar, MPR) imagens bidimensionais perpendiculares à arcada dentária, imagens panorâmicas e reconstruções tridimensionais. As imagens bidimensionais são criadas por meio de arcos de parábola posicionados em uma das axiais das arcadas dentárias. Elas englobam seqüências de imagens realizadas ao longo dos planos perpendiculares à parábola e visões correspondentes a planos paralelos com a parábola em si.

Em 1999 Arai *et al.* descreveram um aparelho de TCFC (Ortho-CT®) para uso na prática odontológica, que consistia em um aparelho de raios X Scanora® (Soredex, Helsinki, Finlândia) no qual o filme foi substituído por um intensificador de imagem de 10 cm de diâmetro. Os autores verificaram que o aparelho Ortho-CT® demonstrou ter alto poder de resolução, devido ao tamanho pequeno do *voxel* (0,136 mm). O Ortho-CT® foi projetado para realizar imagens de tecidos duros, por isso o uso de um intensificador de imagem com resolução de baixo contraste é possível. O osso trabecular, raízes dentárias, espaço periodontal e cortical alveolar foram nitidamente observados por este aparelho. Como conclusão, esses autores observaram que o aparelho Ortho-CT® ofereceu imagens tridimensionais de excelente qualidade para uso odontológico com uma baixa dose de radiação ao paciente.

Hashimoto *et al.* em 2003 realizaram um estudo no qual avaliaram subjetivamente a qualidade de imagem entre os aparelhos de TCFC Accuitomo 3DX® (Morita, Kyoto, Japão) e TCMS Aquilion Multislice CT® (Toshiba Medical Co

Ltd., Tóquio, Japão) analisando estruturas como osso trabecular e cortical, esmalte dentário, dentina, cavidade pulpar, espaço periodontal e cortical alveolar. O aparelho de TCFC Accuitomo 3DX® foi superior ao TCMS Aquilion® e sua avaliação apresentou escores elevados, tendo sido o maior para o osso cortical e o pior para a cavidade pulpar e também apresentou um alto escore para o espaço periodontal e a cortical alveolar que exigem uma alta resolução, o que indica a eficácia do equipamento 3DX® para uso odontológico. Esse estudo mostrou a superioridade do 3DX® na avaliação de tecidos duros na área odontológica e reduzida dose de radiação para o paciente.

Holberg *et al.* em 2005 investigaram a qualidade das imagens de TCFC das estruturas dentárias e compararam à qualidade de imagem produzida pela TCMS. Foram utilizados os tomógrafos Newtom 9000® (Q.R. Verona, Itália) (TCFC) e Light Speed Ultra® (General Electric Company, Easton Turnpike, Fairfield, CT, EUA) de TCMS e como resultado, obtiveram que a TCMS é superior à TCFC em descrever estruturas dentárias como o espaço periodontal, interface esmalte – dentina e bordas da cavidade pulpar. O espaço periodontal apresentou uma qualidade muito pobre nas imagens por TCFC, algumas vezes não sendo observado. Em contraste com a TCMS, artefatos de metal foram raramente aparentes na TCFC. Foram observadas apenas perturbações na qualidade da imagem a partir de artefatos de movimento com a TCFC. A qualidade de imagem das estruturas dentárias e ósseas adjacentes foi muito melhor na TCMS que na TCFC.

Em 2005, Schulze *et al.* fizeram um estudo com o objetivo de comparar a qualidade de imagem de dois sistemas de TCFC. As imagens foram realizadas nos dispositivos Siremobil Iso-C3D® (Siemens Medical Solutions, Erlangen, Alemanha) e Newtom 9000® usando um crânio macerado. Utilizando estruturas anatômicas definidas (cabeça da mandíbula, assoalho do seio maxilar, osso alveolar da mandíbula, limite entre dentina e cavidade pulpar, limite entre dentina e esmalte dentário, canal mandibular, processo pterigóide direito, osso trabecular

da maxila, esfera metálica fixada no osso mandibular, fratura sagital mediana da maxila) a qualidade de imagem foi avaliada por 10 examinadores por meio de um sistema de escores (1 = excelente a 5 = muito pobre). Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os sistemas estudados e esses geraram imagens adequadas para avaliação das estruturas. O canal mandibular e osso trabecular da mandíbula foram mais bem observados no Newtom 9000® e a avaliação de estruturas ósseas mais delicadas foi difícil para os dois sistemas.

Em 2006, Hashimoto *et al.* analisaram as imagens adquiridas por TCFC utilizando o aparelho 3DX Accuitomo® (voxel de 0,125 mm) e por TCMS do aparelho Asteion Super 4® (Toshiba Medical Co., Ltd., Tóquio, Japão) com voxel de 0,4 mm. Uma maxila direita macerada cortada em oito pedaços de 2 mm de espessura foi usada como *phantom*. As imagens foram adquiridas pelos dois aparelhos e estas foram avaliadas por cinco avaliadores quanto à qualidade da imagem e reprodutibilidade do osso trabecular, esmalte dentário, dentina, cavidade pulpar, espaço periodontal, cortical alveolar e qualidade geral da imagem. Utilizando as imagens por TCMS como padrão, as imagens do aparelho 3DX Accuitomo® foram avaliadas subjetivamente por meio de um sistema de escores: 1 e 2 para qualidade inferior à TCMS, 3 para qualidade da imagem igual à TCMS e 4 e 5 para qualidade de imagem superior à TCMS. Todos os escores para todas as características avaliadas foram 4 ou 5. A maior média de escore foi para a cortical alveolar (4.8) e a menor foi para o osso trabecular (4.3). A partir deste estudo os autores concluíram que a TCFC utilizando o 3DX Accuitomo foi superior à TCMS utilizando o aparelho Asteion.

Hashimoto *et al.* (2007) avaliaram e compararam a qualidade das imagens de um aparelho de TCFC (3DX Accuitomo®), que possui voxel de 0,125 mm, com as do aparelho de TCMS Asteion Super 4® (Toshiba Medical Co., Ltd., Tóquio, Japão) com voxel de 0,4 mm. Para tanto, foi utilizada uma maxila direita macerada cortada a partir do processo zigomático até a linha média, paralelamente ao plano sagital mediano, em oito fatias de 2 mm de espessura. As imagens foram

avaliadas por comparação com uma fatia de osso selecionada a partir do *phantom*. Nessa comparação foram utilizados dois tipos de imagem da TCMS: uma apropriada para a observação de dentes e outra apropriada para a observação de ossos. Quatro avaliadores fizeram uso de um sistema de cinco escores para avaliar e comparar as imagens adquiridas pelos dois sistemas em termos de qualidade. Foram avaliados osso trabecular, esmalte dentário, dentina, cavidade pulpar, espaço periodontal, cortical alveolar e impressão geral da imagem e foram encontrados os seguintes resultados: diferenças estatísticas significativas em quase todos os itens observados e as imagens da TCFC foram consideradas como tendo melhor qualidade de imagem que as da TCMS, exceto para o esmalte dentário e a cortical alveolar no experimento 1 (imagem do TCFC comparada a do TCMS para observação das características dos ossos). Entre as regiões observadas, as imagens do aparelho 3DX tiveram melhores escores para o espaço periodontal e cortical alveolar em ambos os experimentos, sugerindo uma boa capacidade de diferenciação em caso de possíveis lesões nessas estruturas e tiveram como conclusão que a avaliação subjetiva da qualidade de imagem mostrou a TCFC como superior a TCMS. Em conjunto com a dose mais baixa do 3DX os resultados demonstraram sua eficiência para diagnóstico por imagem de tecidos duros na região maxilofacial.

Loubele *et al.* (2007) compararam a qualidade subjetiva das imagens obtidas com a TCFC (Accuitomo 3D®) com *voxel* de 0,125 mm e TCMS (Somatom Volume Zoom 4 CT®, Siemens, Erlangen, Alemanha) com *voxel* de 0,363 mm. As imagens foram realizadas na maxila de um cadáver e posteriormente foram avaliadas por cinco examinadores, entre esses, um examinador avaliou as imagens novamente após uma semana. As estruturas anatômicas avaliadas foram: osso cortical, osso trabecular, cortical alveolar, espaço periodontal, cavidade pulpar, dentina e gengiva. E os resultados encontrados foram de que o osso cortical e a gengiva foram mais bem observados na TCMS que na TCFC e a cortical alveolar e o espaço periodontal foram observados mais adequadamente nas imagens por TCFC. Para a cavidade pulpar, dentina e osso trabecular não

houve diferença significativa. Todas as estruturas foram suficientemente visíveis, exceto o espaço periodontal e a cortical alveolar nas imagens por TCMS. Os autores concluíram que na avaliação subjetiva da qualidade de imagem a TCFC ofereceu melhor visualização de detalhes das estruturas ósseas menores e a TCMS ofereceu melhor visualização do osso cortical e da gengiva.

Ballrick et al. (2008) avaliaram imagens produzidas pelo aparelho de TCFC i-CAT® (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA) quanto a mensurações e resolução espacial em todos os protocolos. Para o estudo, um *phantom* contendo marcadores de metal de 0,3 mm de diâmetro separados entre si em aproximadamente 5 mm em três planos do espaço, foi desenvolvido para analisar a distorção e precisão das medidas. As imagens do *phantom* foram realizadas no aparelho de TCFC utilizando os 12 protocolos disponíveis comercialmente. A distância entre os marcadores foi medida três vezes nas imagens após os dados terem sido exportados em formato DICOM (*Digital Imaging Communications in Medicine* ou comunicação de imagens digitais em medicina), importados, analisados e mensurados utilizando o *software* Accurex®. A distância também foi medida três vezes diretamente no *phantom* com um paquímetro digital de ponta fina. Um *phantom* de pares de linha foi usado para avaliar a resolução espacial. A partir dessa pesquisa os autores afirmaram que as medidas realizadas utilizando o *software* nas imagens por TCFC são aceitáveis para o diagnóstico clínico de rotina e planejamento de tratamentos. Apesar de ter ocorrido uma diferença estatística significativa entre as medidas realizadas no *software* e as realizadas diretamente no *phantom*, essas diferenças foram menores de 0,1 mm e não são clinicamente significativas na maioria das situações. Em relação à resolução espacial da imagem, esta foi altamente dependente do tamanho do *voxel*. Mais de 50% da variação da resolução da imagem foi devido apenas ao tamanho do *voxel*. Como conclusão tem-se que o uso do tomógrafo i-CAT® é aceitável para medidas lineares em todos os planos do espaço e nenhum protocolo foi melhor que os outros quanto à precisão de medidas lineares.

De acordo com Kwong *et al.*, (2008) a qualidade de imagem é a capacidade de uma imagem em fornecer informações para a elaboração do diagnóstico, e essa deve transmitir informações suficientes para que isso seja realizado com um grau aceitável de confiabilidade. O tamanho do voxel é intimamente relacionado à qualidade da imagem.

Loubele *et al.* (2008) compararam a qualidade de imagem e a dose de radiação de quatro aparelhos de TCFC (Accuitomo 3D®, Mercuray®, Newtom 3G® e i-CAT®) e um TCMS (Sensation 16®). Os resultados mostraram que o i-CAT® obteve a melhor qualidade de imagem com menor dose de radiação.

Mischkowski *et al.* (2008) compararam a qualidade de diagnóstico das reconstruções multiplanares dos aparelhos de TCFC Galileos® (Sirona Dental Systems Inc., Bensheim, Alemanha) e de TCMS Mx8000 IDT® e Brilliance 16® (Philips Medizin Systeme, Hamburgo, Alemanha). O estudo incluiu 30 pares de imagens obtidas de um mesmo paciente. As reconstruções multiplanares nos planos axial, coronal e sagital foram avaliadas subjetivamente por três observadores por meio de um sistema de escores (1 - excelente a 5 - pobre) em 35 critérios, incluindo resultados de detecção, qualidade de imagem e visualização de diversas estruturas anatômicas, entre essas o canal mandibular e o forame mental. As imagens foram avaliadas por três observadores em três monitores de computador e as estruturas foram comparadas simultaneamente e quase nos mesmos planos tomográficos. A qualidade de diagnóstico foi definida por critérios como a capacidade de detectar patologias, a impressão subjetiva da qualidade de imagem e observação de estruturas anatômicas relevantes. Os autores verificaram que não houve diferença estatística na qualidade de imagem entre as reconstruções na TCFC e TCMS. Na capacidade de detectar patologias e observação de estruturas anatômicas na região maxilomandibular a TCFC e TCMS tiveram o mesmo desempenho e foi concluído que a qualidade de diagnóstico das reconstruções multiplanares pode ser considerada a mesma nos dois dispositivos. Apesar do nível de ruído, nitidez, contraste e resolução não

atingir o nível da TCMS, a TCFC não é inferior na detecção de lesões e podem ser adequadamente representadas por ambas as modalidades de imagem.

Em 2009, Dreiseidler *et al.* compararam o potencial diagnóstico e benefícios terapêuticos das imagens por TCFC às imagens realizadas por TCFB e panorâmicas digitais em implantodontia. Vinte e sete pacientes necessitando colocação de implantes foram submetidos a uma única imagem por TCFC, utilizando o aparelho Galileos® (voxel de 0,3 mm), previamente à cirurgia. A radiografia panorâmica digital, feita com aparelho Orthophos Plus DS® (Sirona, Bensheim, Alemanha), foi realizada após a cirurgia em um período de duas semanas. Com o propósito de comparação, um grupo controle de 29 pacientes que haviam realizado TCFC e TCFB (aparelhos Mx 8000® e Brilliance 16®, Philips Medizin Systeme, Hamburgo, Alemanha), mas que não receberam implante foi analisado. A qualidade de imagem das diferentes modalidades de imagens foi avaliada por cinco examinadores por meio de um sistema de escores (1 – excelente a 5 – insuficiente/não detectável) observando a qualidade geral das imagens e estruturas como: forame mentual, canal mandibular, assoalho da fossa nasal, assoalho dos seios maxilares, forame incisivo, articulação temporomandibular, região do implante, suas bordas e dentes adjacentes. Os resultados encontrados mostraram boa qualidade das imagens por TCFC e insuficiente a boa para as imagens por radiografia panorâmica digital nos grupos que receberam implantes. Exceto pela qualidade geral da imagem, a análise estatística indicou a TCFC superior a radiografia panorâmica digital para todas as estruturas anatômicas investigadas. Com poucas exceções (a qualidade da imagem do canal mandibular foi considerada como boa), todas as estruturas anatômicas na TCFB e TCFC foram consideradas excelentes no grupo controle e não foram encontradas diferenças significativas entre as imagens por TCFC e TCFB. Este estudo confirmou a visibilidade radiográfica superior para todas as estruturas importantes e de alto contraste na avaliação pré-cirúrgica de implantes para as imagens por TCFC em comparação à radiografia panorâmica digital e comparável a TCFB.

Horner *et al.*, em 2009, de acordo com a norma da Academia Européia Dental e Radiologia Maxilofacial, alguns parâmetros devem ser seguidos para evitar a exposição excessiva do paciente à radiação. A TCFC só deve ser indicada quando a radiografia convencional não for suficiente para o diagnóstico. Deve-se escolher o menor tamanho possível de volume adquirido e optar por uma resolução de imagem adequada e com a menor dose possível para o paciente.

Liang *et al.* (2009) realizaram imagens de uma mandíbula macerada com os aparelhos de TCFC Accuitomo 3D® (Morita, Kyoto, Japão), i-CAT® (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA), Newtom 3G®, Galileos® (Sirona, Bensheim, Alemanha), Scanora 3D® (Soredex, Tuusula, Finlândia) e o aparelho de TCMS Somatom Sensation 16® (Siemens, Erlangen, Alemanha) utilizando 13 protocolos com diferentes campos de visão (*Fields of View – FOV*) com a finalidade de avaliar a qualidade de imagem e observação de 11 estruturas anatômicas na mandíbula (forame mental, canal mandibular, osso cortical, osso trabecular, cavidade pulpar, dentina, esmalte dentário, canal incisivo, foramina lingual, cortical alveolar, espaço periodontal) e impressão geral de ruído. As imagens foram avaliadas por cinco examinadores por meio de um sistema de escores (1 = excelente, 2 = bom, 3 = aceitável, 4 = pobre, 5 = muito pobre) em dois experimentos: um no qual era possível avaliar as imagens no *software* VolView® nos três planos, podendo ajustar o brilho e o contraste, e outro no qual as imagens nos três planos foram previamente selecionadas, não sendo possível ajuste de brilho e contraste. Os autores encontraram como resultado diferenças significativas entre os aparelhos analisados. Estruturas como o osso trabecular e o espaço periodontal foram significativamente menos visíveis e mais variáveis entre os sistemas em comparação com as outras estruturas anatômicas. A observação do canal mandibular e do forame mental foi satisfatória para todos os aparelhos. O sistema de TCFC Accuitomo foi superior ao TCMS e a todos os sistemas de TCFC em descrever as estruturas anatômicas enquanto o TCMS foi superior a todos os sistemas TCFC em termos de ruído de imagem reduzido. Os autores concluíram que a qualidade de imagem da TCFC é comparável ou até mesmo

superior à TCMS, apesar da variabilidade existente entre os diferentes sistemas de TCFC em descrever estruturas delicadas. Considerando a baixa dose de radiação e alta resolução das imagens, a TCFC pode ser bastante útil para a radiologia dentomaxilofacial.

Liedke *et al.* (2009) avaliaram a capacidade de diagnóstico das imagens por TCFC com diferentes resoluções de *voxel* na detecção de reabsorções radiculares externas simuladas. Para esse propósito foram selecionados 60 incisivos inferiores. Os dentes não foram seccionados, mas as suas raízes foram divididas em terços (cervical, médio, apical). Para cada terço existiam quatro possibilidades: cavidade pequena, média, grande e sem cavidade. As cavidades foram feitas com brocas nos dentes posicionados em uma base de gesso. Foram realizadas imagens de 59 dentes (um dente fraturou durante a remoção do gesso) inseridos em uma base de cera para simular os efeitos do tecido mole, utilizando o i-CAT® nos planos axial, coronal e sagital, em três protocolos nos quais a variação foi a resolução do *voxel* (0,4 mm, 0,3 mm, 0,2 mm). Um examinador calibrado e sem conhecimento dos protocolos avaliou as imagens no *software* i-CAT View® (Imaging Sciences International, Inc.). Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre a resolução do *voxel*, plano, tamanho da cavidade e terço radicular. As resoluções de *voxel* de 0,3 mm e 0,2 mm foram melhores em comparação às adquiridas com 0,4 mm. Além das vantagens técnicas e qualidade das imagens obtidas, um dos maiores benefícios do uso da TCFC em vez da TCMS é a menor dose de exposição do paciente. Portanto, neste caso, o ideal foi realizar a imagem com uma resolução de *voxel* de 0,3 mm porque o protocolo ofereceu o mesmo desempenho que a resolução de 0,2 mm, porém com menor tempo de aquisição, o que reduziu a exposição do paciente à radiação, e a TCFC foi considerada um método confiável para a investigação de reabsorções radiculares simuladas.

Em 2009, Tanimoto & Arai após estudo avaliando os efeitos da alteração do tamanho do *voxel* na resolução e ruído nas imagens obtidas com *voxel* de 160 µm (0,16 mm) no aparelho de TCFC Accuitomo F8® e reconstruídas com sua função

de *zoom* com os *voxels* de 80 μm (0,08 mm) e 40 μm (0,04 mm) afirmaram que escolhendo um tamanho de *voxel* pequeno, sem alterar a dose de radiação aumenta-se a resolução. Houve, no entanto, um limite para a resolução, enquanto não houve limite para o aumento do ruído. Como resultado, com um tamanho de *voxel* de 40 μm , a imagem do crânio macerado utilizado continha uma grande quantidade de ruído. Com um tamanho de *voxel* de 160 μm , a imagem continha menos ruído do que a de 40 μm , mas comparado com um tamanho de *voxel* de 80 μm o espaço periodontal não foi bem observado. Além disso, a resolução foi similar nos *voxels* de 40 e 80 μm . Aumentar a dose de radiação pode reduzir o ruído em um *voxel* pequeno. Entretanto, quando a TCFC é usada clinicamente é importante obter o melhor possível de resolução, ruído e dose de radiação. E os autores também observaram que quando se utiliza a função de *zoom* para reconstrução em um tamanho de *voxel* menor, a resolução aumenta. Inversamente, quanto menor o tamanho do *voxel*, maior será o ruído. Para diminuir o ruído, é preciso aumentar a dose de radiação, tornando a dose um motivo de preocupação. Portanto, o tamanho *voxel* não deve ser reduzido desnecessariamente. E há um limite para o efeito do tamanho *voxel* sobre a melhoria da imagem. No Accuitomo F8® não foi observada melhoria na resolução quando o *voxel* foi menor ou igual a 80 μm .

Wenzel *et al.* (2009) compararam a precisão de diagnóstico de um sistema de placa de fósforo fotoestimulável (PSP) (Digora Optime®; Soredex/Orion Corp., Helsinki, Finlândia) e um sistema de TCFC (i-CAT®) para detecção de fraturas transversais radiculares induzidas e encontraram que as imagens por TCFC de alta resolução (*voxel* de 0,125 mm) tiveram maior sensibilidade que as imagens de baixa resolução (*voxel* de 0,3 mm) que as do sistema PSP, sem prejudicar a especificidade para detecção de fraturas radiculares transversais. E as imagens por TCFC de baixa resolução não foram mais precisas que as periapicais do sistema PSP. Esse estudo confirmou que quanto maior a resolução espacial nas imagens por TCFC, maior é a precisão do diagnóstico.

Damstra *et al.* (2010) fizeram uma pesquisa com o objetivo de determinar a precisão de medidas lineares realizadas em modelos tridimensionais obtidas a partir de um aparelho de TCFC (3D eXam®, KaVo Dental GmbH, Bismarckring, Alemanha) e de um *software* de reconstrução volumétrica (SimPlant Ortho Pro, - Materialise Dental, Leuven, Bélgica) e investigar a influência da resolução do *voxel* nessa precisão. Para a realização do estudo foram empregados como marcadores esferas de vidro fixadas em 10 mandíbulas secas. As mandíbulas foram tomografadas com *voxels* de 0,4 mm e 0,25 mm em três sessões. As distâncias entre os marcadores nas mandíbulas (25 medidas lineares representando os três planos do espaço) foram determinadas por meio de um paquímetro digital em seis momentos, com no mínimo três dias de intervalo, por dois observadores. A média dessas medidas foi denominada como valor de referência ou anatomia verdadeira. Os modelos de superfície foram reconstruídos pelo *software* e as medidas da TCFC foram estabelecidas como a média de três medições. Como resultado todas as medidas foram consideradas precisas. As diferenças na precisão das medidas entre os *voxels* de 0,4 mm e 0,25 mm foram mínimas, confirmando a precisão das medidas em TCFC quando comparadas às medidas realizadas com paquímetro digital.

Hassan *et al.* (2010) realizaram estudo com o objetivo de investigar a influência do FOV, abertura de boca e tamanho de *voxel* na qualidade das reconstruções tridimensionais de superfície das arcadas dentárias por meio de TCFC. Foram utilizados os conjuntos de dados de 25 pacientes tomografados com o aparelho de TCFC Newtom 3G®. Estes foram divididos em três grupos: grupo A, que consistia em 10 pacientes tomografados com FOV de 12" (grande); grupo B, com 10 pacientes tomografados com FOV de 9" (médio) e grupo C constituído por cinco pacientes tomografados com FOV de 6" (pequeno). Nos grupos A e B as tomografias foram realizadas em posição de boca fechada com os dentes em máxima intercuspidação. No grupo C as tomografias foram realizadas em posição de boca aberta. Todos os dados foram exportados em formato DICOM com *voxels* de 0,3 mm, 0,25 mm e 0,2 mm para os FOV de 12, 9 e 6" respectivamente.

Posteriormente os dados foram importados pelo *software* de análise 3D para a realização de modelos tridimensionais. Dois observadores avaliaram a qualidade dos modelos separadamente utilizando uma escala de escores (1 – muito pobre a 5 – muito boa). Os resultados indicaram que a seleção de um FOV de tamanho grande reduziu a visibilidade dos dentes e do espaço interproximal e também o maior tamanho de *voxel* reduziu a visibilidade das superfícies oclusais e do osso na região anterior de maxila e mandíbula. A tomografia realizada com a boca fechada tornou complicada a separação entre os maxilares e reduziu a visibilidade da superfície dos dentes. De acordo com o estudo utilizando intensificador de imagem para a aquisição de imagens por TCFC o uso de FOVs médios ou pequenos em posição de boca aberta com *voxel* pequeno é recomendado para melhorar a qualidade das reconstruções tridimensionais de superfície das arcadas dentárias.

Hatcher (2010) afirma que para saber manipular os protocolos de obtenção das imagens na TCFC, a fim de obter a melhoria da técnica, é necessário ter o conhecimento de alguns parâmetros que podem interferir no resultado final da imagem. Durante a técnica, o operador necessita saber as variáveis contidas em um protocolo. Estas incluem o campo de visão (FOV), o tamanho do *voxel*, o tempo de varredura, os parâmetros de miliamperagem e a imobilização do paciente. Quando se tem um tempo de aquisição menor, a miliamperagem é reduzida, diminuindo a quantidade de fótons por *voxel* e aumentando o ruído na imagem.

Kamburoğlu *et al.* (2010) avaliaram a capacidade de diagnóstico de cáries oclusais em imagens feitas utilizando-se o sensor intrabucal CCD (*Charge Coupled Device*) Max CCD® (Benlioglu Dental, Ancara, Turquia) e aparelho AET-Orix 70® (Ardet, Buccinasco, Itália) e no aparelho de TCFC Iluma Ultra Cone-beam® (Imtec Imaging, Ardmore, OK, EUA) as imagens foram adquiridas e reconstruídas com tamanhos de *voxel* de 0,1 mm, 0,2 mm, e 0,3 mm. Foram utilizados 130 molares inferiores (61 hígidos e 69 com cáries) e todas as imagens foram examinadas por quatro avaliadores e repetidas após um período de quatro

semanas e os resultados encontrados mostraram que não houve diferença estatística entre os *voxels* utilizados nas aquisições por TCFC. Ao comparar as imagens intrabucais às obtidas por TCFC considerando o nível das cáries constatou-se que o desempenho da modalidade de imagem foi diferente para as lesões profundas em esmalte e na dentina superficial e profunda, no entanto, o desempenho da modalidade de imagem não foi estatisticamente diferente para grupos hígidos e com cárie superficial em esmalte. Foi concluído que a TCFC com *voxel* de 0,1 mm foi a mais eficaz e a radiografia intrabucal foi a menos eficaz para diagnosticar lesões de cárie superficiais ou profundas em esmalte e dentina.

Kamburoğlu & Kursun (2010) realizaram estudo com o objetivo de usar dois aparelhos de TCFC: Iluma Ultra Cone-beam CT Scanner® (3M Imtec, Ardmore, OK, EUA) e 3D Accuitomo 170® com diferentes resoluções de *voxel* para a detecção de pequenas cavidades simulando reabsorções internas. Foram utilizados 60 dentes incisivos e caninos mandibulares e uniradiculares. Estes foram cortados no sentido mesio-distal e divididos em cortes vestibulares e linguais. As reabsorções internas simuladas foram realizadas com broca esférica de 0,5 mm de diâmetro nas porções apicais e cervicais das secções vestibulares. Os cortes linguais não receberam cavidades. As secções foram reunidas e posicionadas em mandíbulas maceradas em grupos de seis e tomografadas com os seguintes protocolos: Iluma®, ultra-resolução (0.1 mm); Iluma®, alta-resolução (0.2 mm); Iluma®, baixa-resolução (0.3 mm); 3D Accuitomo 170®, 6 x 6 cm FOV (0.125 mm); 3D Accuitomo 170®, 8 x 8 cm FOV (0.160 mm). Cada imagem foi vista por dois observadores e avaliadas quanto à detecção de cavidades de reabsorção interna utilizando um sistema de escores (1 – lesão definitivamente presente a 5 – lesão definitivamente ausente). A concordância inter- e intra-examinador foi avaliada pelo coeficiente de Kappa e a área sob a curva ROC (Az) foi calculada e comparada. E foram encontrados os resultados de que os valores de Kappa foram aceitáveis para as imagens do Iluma de baixa resolução (0,3 mm) e de bom a excelente para todas as outras imagens. Os valores de concordância inter- e intra-examinador foram mais altos para as imagens adquiridas pelo

Accuitomo® que as adquiridas pelo Iluma®. O maior valor de Az foi obtido pelas imagens do Accuitomo® com voxel de 0,125 mm e o menor valor pelas imagens do Iluma com voxel de 0,3 mm. Os valores de Az para o Accuitomo® e do Iluma resoluções ultra e alta foram maiores que os do Iluma® com baixa resolução. Não foram encontradas diferenças na detecção de reabsorções internas entre os valores de Az do Accuitomo® com voxels de 0,125 mm e 0,160 mm, Iluma ultra-resolução com voxel de 0,1 mm e alta-resolução com voxel de 0,2 mm.

Melo *et al.* (2010) pesquisaram a influência da presença de núcleos metálicos, guta-percha e variação do tamanho do voxel na habilidade de diagnóstico de um sistema de TCFC (i-CAT®) em avaliar fraturas radiculares longitudinais. Foram utilizados para o estudo 180 dentes uniradiculares, preparados endodonticamente e divididos em três grupos experimentais e três grupos controle, posteriormente inseridos em um crânio macerado. Nos dentes do grupo experimental foram induzidas as fraturas. Em um grupo controle e um experimental os canais radiculares foram preenchidos com guta-percha e nos segundos grupos controle e experimental os canais receberam núcleos metálicos. Todos os dentes foram tomografados com dois protocolos de tamanhos de voxel (0,3 mm e 0,2 mm). Um examinador calibrado e sem conhecimento a respeito dos protocolos utilizados, avaliou as imagens no *software* do tomógrafo. Nos resultados encontrados, a reprodutibilidade intra-examinador foi de 0,84 e 0,93 para os voxels de 0,3 mm e 0,2 mm, respectivamente. A presença de guta-percha ou núcleos metálicos reduziu a sensibilidade e a especificidade em ambas as resoluções de voxel, mas sem diferença significativa. E os valores de especificidade da TCFC foram semelhantes e não foram influenciados pela resolução de voxel utilizada, porém os valores de sensibilidade foram significativamente maiores para o voxel de 0,2 mm. Dessa maneira, os autores concluíram que a capacidade de diagnóstico da TCFC não foi influenciada pela presença de pinos metálicos e guta-percha e que o voxel de 0,3 mm não se mostrou confiável para a investigação de fraturas longitudinais.

Razavi *et al.* (2010), após estudo avaliando a precisão de medições da espessura do osso cortical adjacente a implantes dentários utilizando dois sistemas de TCFC, afirmaram que o aparelho i-CAT *Next Generation*®, no protocolo com *voxel* de 0,3 mm, não produziu resolução suficiente do fino osso cortical adjacente aos implantes e as medidas não foram tão precisas, enquanto o aparelho Accuitomo 3D60 FPD®, com *voxel* de 0,125 mm produziu uma melhor resolução e medidas mais precisas do osso com pequena espessura.

Em 2010, Sherrard *et al.* avaliaram a precisão das medidas dos dentes e raízes nas imagens por TCFC. Foram escaneadas sete cabeças de suínos utilizando o aparelho i-CAT® nos *voxels* de 0,2 mm, 0,3 mm e 0,4 mm. Foram adquiridas também radiografias periapicais de 52 dentes. Foram utilizados pontos de referência (junção cimento-esmalte de cada face) para realizar as medidas nas imagens tomográficas no *software* e essas foram comparadas às medidas reais realizadas com paquímetro digital. As medidas nas imagens por TCFC não foram significativamente diferentes das medidas reais e as medidas das radiografias periapicais subestimaram os comprimentos das raízes e superestimaram o comprimento dos dentes. As diferenças médias entre os três tamanhos de *voxel* na TCFC foram todos inferiores a 0,25 mm. A conclusão foi de que o exame por TCFC é no mínimo tão acurado quando as radiografias periapicais para medidas do comprimento dos dentes e raízes. Os autores disseram que embora os maiores e menores erros no método experimental tenham sido encontrados utilizando-se *voxel* de 0,4 mm e 0,2 mm, respectivamente, o *voxel* de 0,4 mm possuiu erros aceitáveis e comparáveis aos da radiografia periapical. Embora a TCFC tenha resolução de imagem mais baixa do que as radiografias periapicais, sua vantagem reside na capacidade de identificar estruturas anatômicas em várias dimensões.

Sirin *et al.* (2010) realizaram uma pesquisa com o intuito de analisar a precisão de diagnóstico de diferentes espessuras de cortes nas reconstruções secundárias de TCFC em fraturas condilares induzidas. Foram adquiridas imagens tomográficas de 63 cabeças de ovelhas, com e sem fraturas condilares, utilizando o aparelho de TCFC Newtom 3G®. Sete observadores avaliaram as reconstruções

multiplanares secundárias com espessuras de corte de 0,2 mm, 1 mm, 2 mm e 3 mm e concluíram que a TCFC foi precisa em detectar todos os tipos de fratura nas espessuras de corte de 0,2 mm e 1 mm, porém os cortes de 2 mm e 3 mm não foram adequados em detectar fissuras, completas e cominutivas da cabeça da mandíbula.

Torres *et al.* (2010) afirmaram que o tamanho do *voxel*, de maneira independente, não influencia na dose de radiação a que o paciente é exposto, ou seja, quando os fatores de exposição: tempo de exposição (TE), quilovoltagem (kVp) e miliamperagem (mAs) são mantidos, a simples alteração do tamanho do *voxel* não influencia de maneira significativa a dose de radiação. No entanto, os protocolos atrelam o uso de *voxels* menores a tempos de exposição e miliamperagem maiores, o que invariavelmente provoca o aumento da dose de radiação. Os autores concluíram em seu estudo que isoladamente o tamanho do *voxel* não é capaz de interferir na dose de radiação em exames de TCFC (i-CAT®) e que a dose de radiação para exames de TCFC (i-CAT®) está diretamente relacionada ao tempo de exposição e à miliamperagem.

Em 2011, Özer avaliou a capacidade de detecção de fraturas radiculares longitudinais em quatro diferentes resoluções de *voxel* na TCFC. Foram utilizados 60 dentes pré-molares humanos, na metade da amostra foram induzidas fraturas longitudinais e depois os fragmentos foram reposicionados com cola e inseridos em uma mandíbula para aquisição das imagens no tomógrafo i-CAT® em quatro resoluções de *voxel*: 0,125 mm; 0,2 mm; 0,3 mm; e 0,4 mm. As imagens foram avaliadas no programa XoranCAT® quanto à presença ou ausência de fratura por três observadores. Nos resultados encontrados não houve diferença significativa entre as resoluções e concluiu-se que as imagens por TCFC são confiáveis para detecção de fraturas radiculares verticais simuladas e o protocolo com *voxel* de 0,2 mm foi o melhor considerando a baixa exposição à radiação e o bom desempenho de diagnóstico.

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo foi realizado com o objetivo de comparar de maneira subjetiva a qualidade da imagem tomográfica em imagens obtidas e reconstruídas com diferentes tamanhos de *voxel*.

4 MATERIAL E MÉTODOS

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas – FOP/UNICAMP - Protocolo CEP nº 079/2010 (Anexo).

4.1 SELEÇÃO DA AMOSTRA

Foram utilizadas 10 mandíbulas humanas maceradas do acervo de peças anatômicas da área de Radiologia, Departamento de Diagnóstico Oral da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP. Foram selecionadas apenas mandíbulas que apresentassem no mínimo um dente molar ou pré-molar.

4.2 OBTENÇÃO DAS IMAGENS

As imagens tomográficas foram obtidas por meio do aparelho de tomografia computadorizada de feixe cônico i-CAT® (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA). As mandíbulas foram colocadas em uma caixa de isopor com dimensões internas de 137 x 137 x 134 mm (2,5l) e imersas em água, visando simular a presença de tecido mole, promovendo uma atenuação dos feixes de raios X. Esse tipo de atenuação foi baseado no estudo realizado por Butterfield *et al.* (1997). O conjunto caixa de isopor-mandíbula foi posicionado em um suporte do tomógrafo de maneira que a linha média da mandíbula e o feixe luminoso do aparelho, indicativo da linha média, fossem coincidentes (Figura 1).

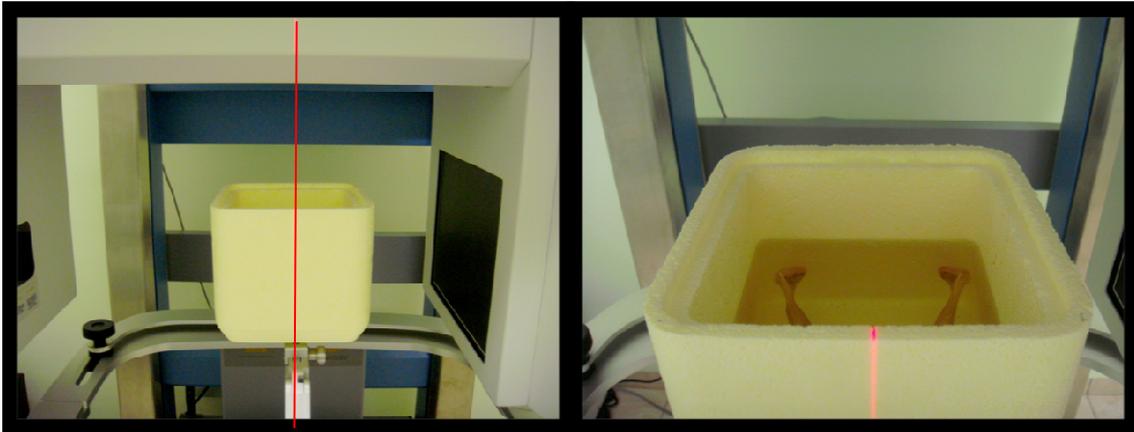


Figura 1 - Conjunto caixa de isopor-mandíbula posicionado no suporte do tomógrafo e feixe de raios laser indicando a linha média.

As imagens tomográficas foram adquiridas com 120 kV, 3-8 mA, FOV de 6 cm, matriz de 512 x 512 e os seguintes tamanhos de *voxel* e tempos para cada aquisição:

- 0,4mm em 20 segundos
- 0,4 mm em 10 segundos
- 0,3 mm em 20 segundos
- 0,25 mm em 40 segundos
- 0,2 mm em 40 segundos

Posteriormente, utilizando-se o *software* XoranCAT® foram realizadas as reconstruções multiplanares. De acordo com os valores dos *voxels* e tempos utilizados nas reconstruções foram originados 17 grupos, os quais estão ilustrados na tabela 1, juntamente com os valores de *voxels* e tempos utilizados na aquisição.

Tabela 1 – Voxels e tempo das aquisições e reconstruções multiplanares.

GRUPO	AQUISIÇÃO (mm – segundos)	RECONSTRUÇÃO (mm – segundos)
G1	0,4 mm – 20	0,4 mm – 20
G2	0,4 mm – 20	0,3 mm – 20
G3	0,4 mm – 20	0,25 mm – 40
G4	0,4 mm – 20	0,4 mm – 10
G5	0,3 mm – 20	0,3 mm – 20
G6	0,3 mm – 20	0,4 mm – 20
G7	0,3 mm – 20	0,25 mm – 40
G8	0,3 mm – 20	0,4 mm – 10
G9	0,4 mm – 10	0,4 mm – 10
G10	0,4 mm – 10	0,3 mm – 20
G11	0,4 mm – 10	0,25 mm – 40
G12	0,4 mm – 10	0,4 mm – 20
G13	0,25 mm – 40	0,25 mm – 40
G14	0,25 mm – 40	0,4 mm – 20
G15	0,25 mm – 40	0,3 mm – 20
G16	0,25 mm – 40	0,4 mm – 10
G17	0,2 mm – 40	0,2 mm – 40

As reconstruções realizadas com o mesmo tamanho de *voxel* e tempo das aquisições foram utilizadas como referência de qualidade de imagem e chamadas de imagens originais.

4.3 SELEÇÃO DAS IMAGENS

Previamente à seleção dos cortes tomográficos, foram escolhidas as estruturas anatômicas a serem observadas e analisadas. Foram selecionadas 10 estruturas:

- Canal mandibular;
- Osso cortical;
- Osso trabecular;
- Foramina lingual;
- Forame mental;
- Esmalte dentário;

- Dentina;
- Cavidade pulpar (câmara pulpar e canais radiculares);
- Espaço periodontal;
- Cortical alveolar.

Após a escolha das estruturas anatômicas, aquisição e reconstrução das imagens, os cortes tomográficos a serem avaliados foram selecionados. Realizou-se a padronização de brilho e contraste para todas as imagens e, a partir da imagem axial, foram obtidos os cortes parassagitais escolhidos para a avaliação da qualidade de imagem por meio da observação das estruturas anatômicas citadas anteriormente. Os cortes parassagitais foram utilizados por permitirem a identificação de todas as estruturas selecionadas e devido à sua utilização freqüente nos laudos enviados aos dentistas pelas clínicas odontológicas.

Os cortes selecionados foram:

- Região de foramina lingual para observação da mesma;
- Região de canal mandibular para avaliação desse, do osso cortical e osso trabecular;
- Região de dente pré-molar ou molar inferiores para análise de: esmalte dentário, dentina, cavidade pulpar, espaço periodontal e cortical alveolar.

Posteriormente à seleção das imagens, foi gerado um *template* com todos os cortes selecionados de cada reconstrução. Esse foi salvo em formato PDF (*Portable Document Format*) e, posteriormente, as imagens foram salvas individualmente em tamanho real e com as mesmas dimensões em formato PNG (*Portable Network Graphics*), utilizando-se a ferramenta de captura (*Snipping Tool*) do sistema operacional *Microsoft Windows 7* (Figura 3A e B).

4.4 MONTAGEM E AVALIAÇÃO DAS IMAGENS

As imagens foram exportadas para o *software Microsoft Office PowerPoint 2007*, apresentadas individualmente em slides com fundo preto (Figura 4) e

avaliadas em um monitor LCD (*Liquid Crystal Display*) 15,4" por cinco examinadores, selecionados entre os alunos do Programa de Pós-graduação em Radiologia Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP.

A qualidade das imagens de acordo com a observação das estruturas anatômicas foi analisada utilizando-se um sistema de escores semelhante ao proposto no estudo de Liang *et al* (2009):

1. Excelente
2. Boa
3. Aceitável
4. Pobre
5. Muito pobre

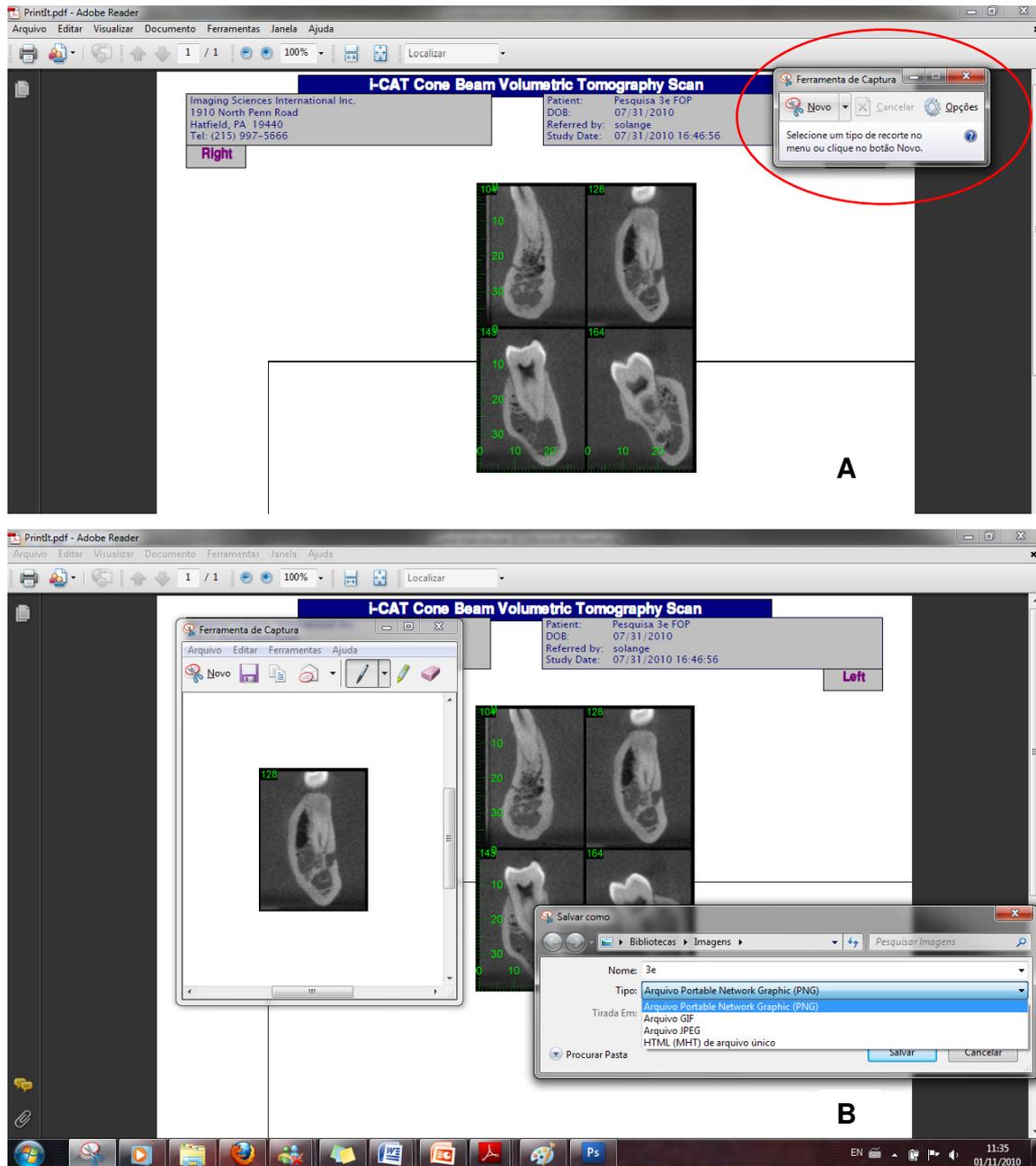


Figura 3 – Ferramenta de captura (*Snipping Tool*). A – Início do processo. B – Imagem capturada sendo salva em formato PNG.

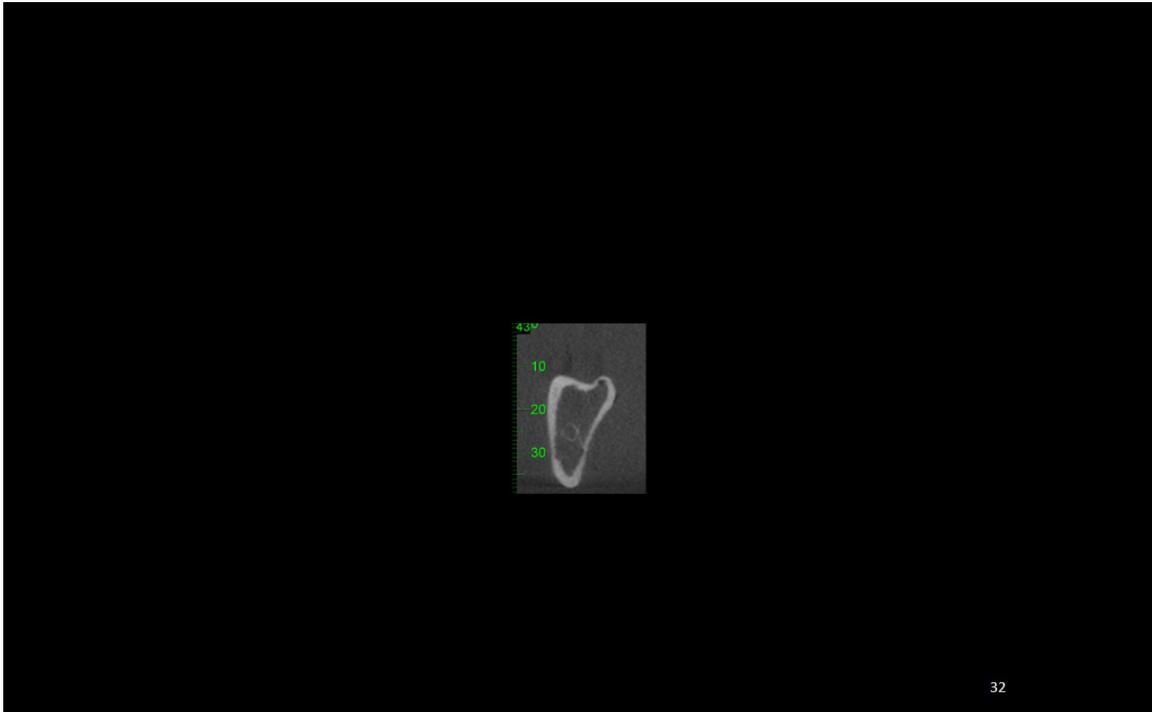


Figura 4 – Imagem pronta para avaliação.

Antes da avaliação, o pesquisador responsável forneceu instruções verbais aos examinadores e ficou disponível para responder questões e esclarecer dúvidas durante as sessões de avaliação. Em um ambiente com luminosidade reduzida, os examinadores atribuíram os escores às imagens projetadas na tela, individualmente, sem terem conhecimento sobre os protocolos utilizados. As avaliações foram realizadas pelos examinadores em oito dias. Nos primeiros quatro dias, foram feitas as avaliações das estruturas: foramina lingual, forame mental, canal mandibular, osso cortical e osso trabecular. E, nos quatro dias subsequentes, foram avaliadas as estruturas: esmalte dentário, dentina, cavidade pulpar, espaço periodontal e cortical alveolar, utilizando fichas elaboradas no *software Microsoft Office Excel 2007* (Apêndices 1 e 2). Foi realizada uma avaliação por dia, evitando-se assim que a fadiga visual pudesse comprometer os resultados. Após um intervalo de no mínimo duas semanas, os examinadores foram solicitados a repetir todas as avaliações.

4.5 METODOLOGIA ESTATÍSTICA

Inicialmente, foi realizada análise da reprodutibilidade inter e intra-examinador pelo coeficiente de correlação intra-classe. A seguir, foi calculada a mediana dos escores de qualidade dos cinco avaliadores e os grupos foram comparados pelo teste de Friedman e teste não paramétrico de comparações múltiplas. O nível de significância considerado foi de 5%.

5 RESULTADOS

O coeficiente de correlação intra-classe para a avaliação inter-examinador variou de 0,50 (satisfatório) a 0,88 (excelente) e o intra-examinador variou de 0,86 (excelente) a 0,95 (excelente) de acordo com Szklo & Nieto (2000).

As estruturas anatômicas mais bem observadas nas imagens por TCFC avaliadas nessa pesquisa foram a foramina lingual, o forame mental e o osso cortical. Já as estruturas de pior observação foram o espaço periodontal e a cortical alveolar, de acordo com a Tabela 2.

Tabela 2 – Escores da qualidade da imagem em função da estrutura.

Estrutura	Mediana	Posto médio	Mínimo	Máximo
Foramina lingual	2	3,65 e	1	4
Forame mental	2	3,38 e	1	4
Canal mandibular	2	4,73 cd	1	5
Osso cortical	2	3,16 e	1	3
Osso trabecular	3	6,20 b	1	4
Esmalte dentário	2	3,93 de	1	4
Dentina	2	5,0 c	1	5
Cavidade pulpar	3	6,37 b	1	5
Espaço periodontal	4	8,74 a	2	5
Cortical alveolar	5	9,78 a	3	5

Postos médios seguidos de letras distintas diferem entre si pelo teste não paramétrico de comparações múltiplas ($p \leq 0,05$).

A seguir são apresentados os resultados da avaliação, de acordo com cada um dos reparos anatômicos avaliados (Tabelas 3 – 12).

Quando se avaliou as diferentes reconstruções de um mesmo protocolo de aquisição, verificou-se que não houve diferença estatística entre essas ($p > 0,05$). E isso se repetiu para todas as estruturas.

Na tabela 3, observa-se que a melhor combinação de aquisição e reconstrução em relação à foramina lingual foi a do grupo G17, cuja reconstrução utilizou os mesmos parâmetros da aquisição (voxel de 0,2 mm em 40 segundos). Esse grupo diferiu dos grupos G1, G4, G9, G10, G11 e G12 ($p \leq 0,05$). A pior combinação de aquisição e reconstrução foi a do grupo G11, cuja aquisição foi realizada com voxel de 0,4 mm em 10 segundos e a reconstrução com voxel de 0,25 mm em 40 segundos. Essa diferiu dos grupos G2, G7, G13, G14, G15 e G17 ($p \leq 0,05$).

Quando foram comparadas as aquisições realizadas com tamanhos maiores de voxel e reconstruídas com voxels menores, observou-se que para as reconstruções realizadas com voxel de 0,3 mm em 20 segundos não houve diferença entre as aquisições dos grupos G2 e G10 em relação ao grupo G6 (imagem original) ($p > 0,05$) e para as reconstruções realizadas com voxel de 0,25 mm em 40 segundos houve diferença para a aquisição do grupo G11 (voxel de 0,4 mm em 10 segundos) em relação às aquisições dos grupos G13 e G7 ($p \leq 0,05$), mas não diferiu do grupo G3 ($p > 0,05$).

Tabela 3. Escores da qualidade das imagens em função do tamanho do voxel na aquisição e reconstrução para foramina lingual.

Grupo	Aquisição (mm – segundos)	Reconstrução (mm – segundos)	Mediana	P. médio*	Mínimo	Máximo
G1	0,4 – 20	0,4 – 20	3,0	10,4 abc	2,0	5,0
G2	0,4 – 20	0,3 – 20	2,0	7,4 bcd	2,0	5,0
G3	0,4 – 20	0,25 – 40	2,0	8,2 abcd	2,0	5,0
G4	0,4 – 20	0,4 – 10	3,0	10,3 abc	2,0	5,0
G5	0,3 – 20	0,4 – 20	3,0	8,9 abcd	2,0	4,0
G6	0,3 – 20	0,3 – 20	3,0	8,0 abcd	1,0	4,0
G7	0,3 – 20	0,25 – 40	2,0	5,4 cd	1,0	4,0
G8	0,3 – 20	0,4 – 10	3,0	9,0 abcd	2,0	4,0
G9	0,4 – 10	0,4 – 10	4,0	14,6ab	3,0	5,0
G10	0,4 – 10	0,3 – 20	4,0	14,2 ab	2,0	5,0
G11	0,4 – 10	0,25 – 40	4,0	15,2 a	3,0	5,0
G12	0,4 – 10	0,4 – 20	4,0	14,8 ab	3,0	5,0
G13	0,25 – 40	0,25 – 40	2,0	4,5 cd	1,0	4,0
G14	0,25 – 40	0,4 – 20	3,0	7,1 bcd	1,0	4,0
G15	0,25 – 40	0,3 – 20	2,0	4,8 cd	1,0	4,0
G16	0,25 – 40	0,4 – 10	3,0	8,5 abcd	2,0	5,0
G17	0,2 – 40	0,2 – 40	1,0	1,8 d	1,0	4,0

Postos médios seguidos de letras distintas diferem entre si pelo teste não paramétrico de comparações múltiplas ($p \leq 0,05$).

*Posto médio

Para o forame mental, a melhor combinação de aquisição e reconstrução também foi a do grupo G17, cuja aquisição e reconstrução foram realizadas com voxel de 0,2 mm em 40 segundos. Essa diferiu dos grupos G9, G10, G11 e G12 ($p \leq 0,05$). A pior combinação foi a do grupo G11, cuja aquisição foi realizada com voxel de 0,4 mm em 10 segundos e a reconstrução com voxel de 0,25 mm em 40 segundos que diferiu dos grupos G3, G14, G16 e G17 ($p \leq 0,05$), de acordo com a tabela 4.

Quando foram comparadas as aquisições realizadas com tamanhos maiores de voxel e reconstruídas com voxels menores, observou-se que, para as reconstruções realizadas com voxel de 0,3 mm em 20 segundos, não houve diferença entre as aquisições ($p > 0,05$) e para as reconstruções realizadas com

voxel de 0,25 mm em 40 segundos, não houve diferença para as aquisições dos grupos G3, G7 e G11 em relação a G13 ($p > 0,05$), porém houve diferença entre G3 e G11 ($p \leq 0,05$).

Tabela 4. Escores da qualidade das imagens em função do tamanho do voxel na aquisição e reconstrução para forame mental.

Grupo	Aquisição (mm – segundos)	Reconstrução (mm – segundos)	Mediana	P. médio*	Mínimo	Máximo
G1	0,4 – 20	0,4 – 20	2,0	8,4 abc	1,0	3,0
G2	0,4 – 20	0,3 – 20	2,0	8,0 abc	1,0	3,0
G3	0,4 – 20	0,25 – 40	1,0	6,6 bc	1,0	3,0
G4	0,4 – 20	0,4 – 10	2,0	8,2 abc	1,0	3,0
G5	0,3 – 20	0,4 – 20	2,0	8,4 abc	1,0	3,0
G6	0,3 – 20	0,3 – 20	2,0	9,5 abc	1,0	4,0
G7	0,3 – 20	0,25 – 40	2,0	7,8 abc	1,0	2,0
G8	0,3 – 20	0,4 – 10	2,0	8,9 abc	1,0	3,0
G9	0,4 – 10	0,4 – 10	3,0	13,4 ab	1,0	4,0
G10	0,4 – 10	0,3 – 20	3,0	13,1 ab	1,0	4,0
G11	0,4 – 10	0,25 – 40	3,0	14,7 a	2,0	4,0
G12	0,4 – 10	0,4 – 20	3,0	13,3 ab	1,0	4,0
G13	0,25 – 40	0,25 – 40	2,0	8,4 abc	1,0	3,0
G14	0,25 – 40	0,4 – 20	1,0	6,8 bc	1,0	3,0
G15	0,25 – 40	0,3 – 20	1,5	7,0 abc	1,0	3,0
G16	0,25 – 40	0,4 – 10	2,0	6,8 bc	1,0	2,0
G17	0,2 – 40	0,2 – 40	1,0	3,4 c	1,0	1,0

Postos médios seguidos de letras distintas diferem entre si pelo teste não paramétrico de comparações múltiplas ($p \leq 0,05$).

*Posto médio

Em relação ao canal mandibular a melhor combinação de aquisição e reconstrução foi a do grupo G17, cuja aquisição e reconstrução foram realizadas com voxel de 0,2 mm em 40 segundos, diferindo dos grupos G6, G9, G10, G11 e G12 ($p \leq 0,05$). As piores combinações de aquisição e reconstrução foram as dos grupos G11 e G12 que diferiram dos grupos G15 e G17 ($p \leq 0,05$) conforme a tabela 5.

Quando foram comparadas as aquisições realizadas com tamanhos maiores de *voxel* e reconstruídas com *voxels* menores, observou-se que para as reconstruções realizadas com *voxel* de 0,3 mm em 20 segundos não houve diferença entre as aquisições ($p>0,05$) assim como para as reconstruções realizadas com *voxel* de 0,25 mm em 40 segundos ($p> 0,05$).

Tabela 5. Escores da qualidade das imagens em função da aquisição e reconstrução para o canal mandibular.

Grupo	Aquisição (mm – segundos)	Reconstrução (mm – segundos)	Mediana	P. médio*	Mínimo	Máximo
G1	0,4 – 20	0,4 – 20	2,5	9,4 abc	1,0	4,0
G2	0,4 – 20	0,3 – 20	2,0	7,9 abc	1,0	3,0
G3	0,4 – 20	0,25 – 40	2,0	6,5 abc	1,0	3,0
G4	0,4 – 20	0,4 – 10	2,5	9,4 abc	1,0	4,0
G5	0,3 – 20	0,4 – 20	2,5	9,4 abc	1,0	4,0
G6	0,3 – 20	0,3 – 20	3,0	10,0 ab	1,0	4,0
G7	0,3 – 20	0,25 – 40	2,0	7,6 abc	1,0	3,0
G8	0,3 – 20	0,4 – 10	2,5	8,7 abc	1,0	4,0
G9	0,4 – 10	0,4 – 10	3,0	12,6 ab	2,0	5,0
G10	0,4 – 10	0,3 – 20	3,0	12,2 ab	2,0	4,0
G11	0,4 – 10	0,25 – 40	3,0	13,9 a	2,0	4,0
G12	0,4 – 10	0,4 – 20	3,0	13,5 a	2,0	4,0
G13	0,25 – 40	0,25 – 40	2,0	7,1 abc	2,0	3,0
G14	0,25 – 40	0,4 – 20	2,0	8,6 abc	2,0	3,0
G15	0,25 – 40	0,3 – 20	2,0	5,6 bc	1,0	3,0
G16	0,25 – 40	0,4 – 10	2,0	8,6abc	2,0	3,0
G17	0,2 – 40	0,2 – 40	1,0	2,0 c	1,0	3,0

Postos médios seguidos de letras distintas diferem entre si pelo teste não paramétrico de comparações múltiplas ($p\leq 0,05$).

*Posto médio

Na tabela 6, observa-se a avaliação em relação ao osso cortical, indicando que a melhor combinação de aquisição e reconstrução foi a do grupo G17 (aquisição e reconstrução realizadas com *voxel* de 0,2 mm em 40 segundos), que diferiu dos grupos G9, G10, G11 e G12 ($p\leq 0,05$). Esses grupos também

representaram a pior combinação de aquisição e reconstrução para essa estrutura.

Quando foram comparadas as aquisições realizadas com tamanhos maiores de *voxel* e reconstruídas com *voxels* menores, observou-se que para as reconstruções realizadas com *voxel* de 0,3 mm em 20 segundos, não houve diferença entre as aquisições ($p > 0,05$), assim como para as reconstruções realizadas com *voxel* de 0,25 mm em 40 segundos ($p > 0,05$).

Tabela 6. Escores da qualidade das imagens em função do *voxel* na aquisição e reconstrução para o osso cortical.

Grupo	Aquisição (mm – segundos)	Reconstrução (mm – segundos)	Mediana	P.médio*	Mínimo	Máximo
G1	0,4 – 20	0,4 – 20	2,0	9,4 ab	1,0	3,0
G2	0,4 – 20	0,3 – 20	2,0	8,7 ab	1,0	2,0
G3	0,4 – 20	0,25 – 40	2,0	7,7 ab	1,0	3,0
G4	0,4 – 20	0,4 – 10	2,0	9,4 ab	1,0	3,0
G5	0,3 – 20	0,4 – 20	2,0	10,3 ab	1,0	3,0
G6	0,3 – 20	0,3 – 20	2,0	7,4 ab	1,0	2,0
G7	0,3 – 20	0,25 – 40	2,0	7,0 ab	1,0	2,0
G8	0,3 – 20	0,4 – 10	2,0	7,5 ab	1,0	2,0
G9	0,4 – 10	0,4 – 10	2,0	12,7 a	2,0	3,0
G10	0,4 – 10	0,3 – 20	2,0	12,7 a	2,0	3,0
G11	0,4 – 10	0,25 – 40	2,0	12,6 a	2,0	3,0
G12	0,4 – 10	0,4 – 20	2,0	12,0 a	2,0	3,0
G13	0,25 – 40	0,25 – 40	2,0	7,0 ab	1,0	2,0
G14	0,25 – 40	0,4 – 20	2,0	10,4 ab	1,0	3,0
G15	0,25 – 40	0,3 – 20	2,0	6,2 ab	1,0	2,0
G16	0,25 – 40	0,4 – 10	2,0	8,7 ab	1,0	3,0
G17	0,2 – 40	0,2 – 40	1,0	2,8 b	1,0	2,0

Postos médios seguidos de letras distintas diferem entre si pelo teste não paramétrico de comparações múltiplas ($p \leq 0,05$).

*Posto médio

De acordo com a tabela 7, a melhor combinação de aquisição e reconstrução para o osso trabecular foi a do grupo G17 (aquisição e reconstrução

realizadas com voxel de 0,2 mm em 40 segundos) que diferiu dos grupos G9, G10, G11 e G12 ($p \leq 0,05$). Também esses grupos apresentaram a pior combinação.

Quando foram comparadas as aquisições realizadas com tamanhos maiores de voxel e reconstruídas com voxels menores, observou-se que, para as reconstruções realizadas com voxel de 0,3 mm em 20 segundos, não houve diferença entre as aquisições ($p > 0,05$), assim como para as reconstruções realizadas com voxel de 0,25 mm em 40 segundos ($p > 0,05$).

Tabela 7. Escores da qualidade das imagens em função do voxel na aquisição e reconstrução para o osso trabecular.

Grupo	Aquisição (mm – segundos)	Reconstrução (mm – segundos)	Mediana	P. médio*	Mínimo	Máximo
G1	0,4 – 20	0,4 – 20	3,0	8,9 ab	2,0	3,0
G2	0,4 – 20	0,3 – 20	3,0	9,1 ab	2,0	4,0
G3	0,4 – 20	0,25 – 40	3,0	7,4 ab	2,0	3,0
G4	0,4 – 20	0,4 – 10	3,0	9,0 ab	2,0	4,0
G5	0,3 – 20	0,4 – 20	3,0	9,0 ab	2,0	4,0
G6	0,3 – 20	0,3 – 20	3,0	9,8 ab	2,0	4,0
G7	0,3 – 20	0,25 – 40	3,0	7,4 ab	2,0	3,0
G8	0,3 – 20	0,4 – 10	3,0	9,0 ab	2,0	4,0
G9	0,4 – 10	0,4 – 10	3,0	11,7 a	2,0	4,0
G10	0,4 – 10	0,3 – 20	3,0	11,0 a	2,0	4,0
G11	0,4 – 10	0,25 – 40	3,0	12,6 a	3,0	4,0
G12	0,4 – 10	0,4 – 20	3,0	12,0 a	3,0	4,0
G13	0,25 – 40	0,25 – 40	3,0	7,5 ab	2,0	3,0
G14	0,25 – 40	0,4 – 20	3,0	9,7 ab	3,0	3,0
G15	0,25 – 40	0,3 – 20	3,0	6,6 ab	2,0	3,0
G16	0,25 – 40	0,4 – 10	3,0	9,7 ab	2,0	4,0
G17	0,2 – 40	0,2 – 40	2,0	2,6 b	1,0	3,0

Postos médios seguidos de letras distintas diferem entre si pelo teste não paramétrico de comparações múltiplas ($p \leq 0,05$).

*Posto médio

As melhores combinações de aquisição e reconstrução para o esmalte dentário foram as dos grupos G13 (aquisição e reconstrução com *voxel* de 0,25 mm em 40 segundos), G15 (aquisição com *voxel* de 0,25 mm em 40 segundos e reconstrução com *voxel* de 0,3mm em 20 segundos) e G17 (aquisição e reconstrução com *voxel* de 0,2 mm em 40 segundos) que diferiram dos grupos G9, G10, G11 e G12 ($p \leq 0,05$). Esses quatro grupos também representaram as piores combinações, como pode ser observado na tabela 8.

Quando foram comparadas as aquisições realizadas com tamanhos maiores de *voxel* e reconstruídas com *voxels* menores, observou-se que, para as reconstruções realizadas com *voxel* de 0,3 mm em 20 segundos, não houve diferença entre as aquisições ($p > 0,05$) e, para as reconstruções realizadas com *voxel* de 0,25 mm em 40 segundos, não houve diferença entre os grupos G3 e G7 em relação ao grupo G13 (imagem original) ($p > 0,05$), porém o grupo G11 diferiu do grupo G13 ($p \leq 0,05$).

Tabela 8. Escores da qualidade das imagens em função do voxel na aquisição e reconstrução para o esmalte dentário.

Grupo	Aquisição (mm – segundos)	Reconstrução (mm – segundos)	Mediana	P.médio*	Mínimo	Máximo
G1	0,4 – 20	0,4 – 20	2,0	8,0 ab	2,0	3,0
G2	0,4 – 20	0,3 – 20	2,0	8,7 ab	2,0	3,0
G3	0,4 – 20	0,25 – 40	2,0	7,3 ab	1,0	3,0
G4	0,4 – 20	0,4 – 10	2,0	8,0 ab	2,0	3,0
G5	0,3 – 20	0,4 – 20	2,0	8,0 ab	2,0	3,0
G6	0,3 – 20	0,3 – 20	2,0	8,8 ab	2,0	3,0
G7	0,3 – 20	0,25 – 40	2,0	8,0 ab	2,0	3,0
G8	0,3 – 20	0,4 – 10	2,0	8,0 ab	2,0	3,0
G9	0,4 – 10	0,4 – 10	3,0	14,8 a	3,0	3,0
G10	0,4 – 10	0,3 – 20	3,0	15,0 a	3,0	4,0
G11	0,4 – 10	0,25 – 40	3,0	14,2 a	2,0	4,0
G12	0,4 – 10	0,4 – 20	3,0	15,0 a	3,0	4,0
G13	0,25 – 40	0,25 – 40	2,0	5,15 b	1,0	2,0
G14	0,25 – 40	0,4 – 20	2,0	8,8 ab	2,0	3,0
G15	0,25 – 40	0,3 – 20	2,0	5,8 b	1,0	2,0
G16	0,25 – 40	0,4 – 10	2,0	8,0 ab	2,0	3,0
G17	0,2 – 40	0,2 – 40	1,0	1,9 b	1,0	2,0

Postos médios seguidos de letras distintas diferem entre si pelo teste não paramétrico de comparações múltiplas ($p \leq 0,05$).

*Posto médio

Para a dentina, a melhor combinação de aquisição e reconstrução foi a do grupo G17 (aquisição e reconstrução com voxel de 0,2 mm em 40 segundos) que diferiu dos grupos G4, G6, G9, G10, G11 e G12 ($p \leq 0,05$). As piores combinações de aquisição e reconstrução foram as dos grupos G9, G10 e G12, as quais diferiram dos grupos G7, G13, G15 e G17 ($p \leq 0,05$), de acordo com a tabela 9.

Quando foram comparadas as aquisições realizadas com tamanhos maiores de voxel e reconstruídas com voxels menores, observou-se que, para as reconstruções realizadas com voxel de 0,3 mm em 20 segundos, não houve diferença entre as aquisições ($p > 0,05$), assim como para as reconstruções realizadas com voxel de 0,25 mm em 40 segundos ($p > 0,05$).

Tabela 9. Escores da qualidade das imagens em função do voxel na aquisição e reconstrução para a dentina.

Grupo	Aquisição (mm – segundos)	Reconstrução (mm – segundos)	Mediana	P. médio*	Mínimo	Máximo
G1	0,4 – 20	0,4 – 20	2,5	8,6 abcd	2,0	3,0
G2	0,4 – 20	0,3 – 20	2,0	8,0 abcd	2,0	3,0
G3	0,4 – 20	0,25 – 40	2,0	7,2 abcd	2,0	3,0
G4	0,4 – 20	0,4 – 10	3,0	10,2 abc	2,0	4,0
G5	0,3 – 20	0,4 – 20	2,5	8,7 abcd	2,0	3,0
G6	0,3 – 20	0,3 – 20	3,0	10,0 abc	2,0	3,0
G7	0,3 – 20	0,25 – 40	2,0	6,5 bcd	2,0	3,0
G8	0,3 – 20	0,4 – 10	2,5	8,7 abcd	2,0	3,0
G9	0,4 – 10	0,4 – 10	3,0	14,4 a	3,0	4,0
G10	0,4 – 10	0,3 – 20	4,0	14,8 a	3,0	5,0
G11	0,4 – 10	0,25 – 40	4,0	13,4 ab	2,0	4,0
G12	0,4 – 10	0,4 – 20	3,5	14,6 a	3,0	4,0
G13	0,25 – 40	0,25 – 40	2,0	5,9 bcd	2,0	3,0
G14	0,25 – 40	0,4 – 20	2,0	7,2 abcd	2,0	3,0
G15	0,25 – 40	0,3 – 20	2,0	5,4 cd	1,0	3,0
G16	0,25 – 40	0,4 – 10	2,0	7,0 abcd	2,0	3,0
G17	0,2 – 40	0,2 – 40	1,0	1,4 d	1,0	2,0

Postos médios seguidos de letras distintas diferem entre si pelo teste não paramétrico de comparações múltiplas ($p \leq 0,05$).

*Posto médio

De acordo com a tabela 10, a melhor combinação de aquisição e reconstrução para a cavidade pulpar foi a do grupo G17 (aquisição e reconstrução com voxel de 0,2 mm em 40 segundos), a qual diferiu dos grupos G4, G9, G10, G11 e G12 ($p \leq 0,05$). As piores combinações de aquisição e reconstrução foram a dos grupos G9, G10 e G12 que diferiram dos grupos G15 e G17 ($p \leq 0,05$).

Quando foram comparadas as aquisições realizadas com tamanhos maiores de voxel e reconstruídas com voxels menores, observou-se que, para as reconstruções realizadas com voxel de 0,3 mm em 20 segundos, não houve diferença entre as aquisições ($p > 0,05$), assim como para as reconstruções realizadas com voxel de 0,25 mm em 40 segundos ($p > 0,05$).

Tabela 10. Escores da qualidade das imagens em função do voxel na aquisição e reconstrução para a cavidade pulpar.

Grupo	Aquisição (mm – segundos)	Reconstrução (mm – segundos)	Mediana	P.médio*	Mínimo	Máximo
G1	0,4 – 20	0,4 – 20	3,0	9,2 abc	2,0	4,0
G2	0,4 – 20	0,3 – 20	3,0	8,2 abc	2,0	3,0
G3	0,4 – 20	0,25 – 40	3,0	8,4 abc	2,0	4,0
G4	0,4 – 20	0,4 – 10	3,5	11,9 ab	2,0	4,0
G5	0,3 – 20	0,4 – 20	3,0	8,4 abc	2,0	3,0
G6	0,3 – 20	0,3 – 20	3,0	7,6 abc	1,0	4,0
G7	0,3 – 20	0,25 – 40	3,0	9,0 abc	2,0	4,0
G8	0,3 – 20	0,4 – 10	3,0	7,7 abc	2,0	3,0
G9	0,4 – 10	0,4 – 10	4,0	13,0 a	3,0	4,0
G10	0,4 – 10	0,3 – 20	4,0	14,8 a	3,0	5,0
G11	0,4 – 10	0,25 – 40	4,0	12,6 ab	2,0	5,0
G12	0,4 – 10	0,4 – 20	4,0	13,7 a	3,0	4,0
G13	0,25 – 40	0,25 – 40	3,0	7,0 abc	2,0	3,0
G14	0,25 – 40	0,4 – 20	3,0	7,8 abc	2,0	4,0
G15	0,25 – 40	0,3 – 20	2,0	5,0 bc	2,0	3,0
G16	0,25 – 40	0,4 – 10	3,0	7,0 abc	2,0	3,0
G17	0,2 – 40	0,2 – 40	2,0	1,6 c	1,0	2,0

Postos médios seguidos de letras distintas diferem entre si pelo teste não paramétrico de comparações múltiplas ($p \leq 0,05$).

*Posto médio

A melhor combinação de aquisição e reconstrução para o espaço periodontal foi do grupo G17 (aquisição e reconstrução com voxel de 0,2 mm em 40 segundos) que diferiu dos grupos G8, G9, G10, G11 e G12 ($p \leq 0,05$). As piores combinações de aquisição e reconstrução foram as dos grupos G9 e G10, as quais diferiram dos grupos G15 e G17 de acordo com a tabela 11.

Quando foram comparadas as aquisições realizadas com tamanhos maiores de voxel e reconstruídas com voxels menores, observou-se que, para as reconstruções realizadas com voxel de 0,3 mm em 20 segundos, não houve diferença entre as aquisições ($p > 0,05$), assim como para as reconstruções realizadas com voxel de 0,25 mm em 40 segundos ($p > 0,05$).

Tabela 11. Escores da qualidade das imagens em função do voxel na aquisição e reconstrução para o espaço periodontal.

Grupo	Aquisição (mm – segundos)	Reconstrução (mm – segundos)	Mediana	P. médio*	Mínimo	Máximo
G1	0,4 – 20	0,4 – 20	4,0	8,4 abc	3,0	5,0
G2	0,4 – 20	0,3 – 20	4,0	6,8 abc	3,0	5,0
G3	0,4 – 20	0,25 – 40	4,0	7,8 abc	3,0	5,0
G4	0,4 – 20	0,4 – 10	4,0	10,0 abc	3,0	5,0
G5	0,3 – 20	0,4 – 20	4,0	10,0 abc	3,0	5,0
G6	0,3 – 20	0,3 – 20	4,0	9,8 abc	4,0	5,0
G7	0,3 – 20	0,25 – 40	4,0	8,2 abc	3,0	5,0
G8	0,3 – 20	0,4 – 10	4,0	11,2 ab	4,0	5,0
G9	0,4 – 10	0,4 – 10	5,0	13,7 a	4,0	5,0
G10	0,4 – 10	0,3 – 20	5,0	13,2 a	4,0	5,0
G11	0,4 – 10	0,25 – 40	4,5	11,0 ab	3,0	5,0
G12	0,4 – 10	0,4 – 20	5,0	12,8 ab	4,0	5,0
G13	0,25 – 40	0,25 – 40	4,0	7,8 abc	3,0	5,0
G14	0,25 – 40	0,4 – 20	4,0	6,8 abc	3,0	5,0
G15	0,25 – 40	0,3 – 20	3,5	5,2 bc	3,0	5,0
G16	0,25 – 40	0,4 – 10	4,0	7,8 abc	3,0	5,0
G17	0,2 – 40	0,2 – 40	3,0	3,2 c	2,0	4,0

Postos médios seguidos de letras distintas diferem entre si pelo teste não paramétrico de comparações múltiplas ($p \leq 0,05$).

*Posto médio

Para a cortical alveolar, de acordo com a tabela 12, não houve diferença entre as combinações de aquisição e reconstrução avaliadas, cujas avaliações foram de aceitável a muito pobre.

Quando foram comparadas as aquisições realizadas com tamanhos maiores de voxel e reconstruídas com voxels menores, observou-se que, para as reconstruções realizadas com voxel de 0,3 mm em 20 segundos, não houve diferença entre as aquisições ($p > 0,05$), assim como para as reconstruções realizadas com voxel de 0,25 mm em 40 segundos ($p > 0,05$).

Tabela 12. Escores da qualidade das imagens em função do voxel na aquisição e reconstrução para a cortical alveolar.

Grupo	Aquisição (mm – segundos)	Reconstrução (mm – segundos)	Mediana	P. médio	Mínimo	Máximo
G1	0,4 – 20	0,4 – 20	5,0	4,9 a	4,0	5,0
G2	0,4 – 20	0,3 – 20	5,0	4,9 a	4,0	5,0
G3	0,4 – 20	0,25 – 40	5,0	4,9 a	4,0	5,0
G4	0,4 – 20	0,4 – 10	5,0	4,9 a	4,0	5,0
G5	0,3 – 20	0,4 – 20	5,0	5,0 a	5,0	5,0
G6	0,3 – 20	0,3 – 20	5,0	5,0 a	5,0	5,0
G7	0,3 – 20	0,25 – 40	5,0	4,9 a	4,0	5,0
G8	0,3 – 20	0,4 – 10	5,0	5,0 a	5,0	5,0
G9	0,4 – 10	0,4 – 10	5,0	5,0 a	5,0	5,0
G10	0,4 – 10	0,3 – 20	5,0	5,0 a	5,0	5,0
G11	0,4 – 10	0,25 – 40	5,0	4,9 a	4,0	5,0
G12	0,4 – 10	0,4 – 20	5,0	5,0 a	5,0	5,0
G13	0,25 – 40	0,25 – 40	5,0	4,8 a	4,0	5,0
G14	0,25 – 40	0,4 – 20	5,0	4,7 a	4,0	5,0
G15	0,25 – 40	0,3 – 20	5,0	4,8 a	4,0	5,0
G16	0,25 – 40	0,4 – 10	5,0	4,8 a	4,0	5,0
G17	0,2 – 40	0,2 – 40	5,0	4,5 a	3,0	5,0

Postos médios seguidos de letras distintas diferem entre si pelo teste não paramétrico de comparações múltiplas ($p \leq 0,05$).

*Posto médio

6 DISCUSSÃO

A qualidade da imagem digital afeta a capacidade de identificar e delinear as estruturas importantes para o diagnóstico. A imagem que apresenta uma qualidade adequada fornece informações suficientes para que o diagnóstico seja elaborado com um grau aceitável de segurança e confiabilidade (Kwong *et al.*, 2008).

Os protocolos de aquisição e reconstrução influenciam diretamente a qualidade das imagens adquiridas, o que pode comprometer a observação das estruturas anatômicas dependendo do protocolo escolhido (Liang *et al.*, 2009), assim como de possíveis alterações nessas estruturas.

A resolução das imagens por TCFC é determinada pela resolução da matriz e tamanho do *voxel* (Scarfe *et al.*, 2006; Scarfe & Farman, 2008) e esse é uma das variáveis contidas em um protocolo, juntamente com o tamanho do campo de visão (FOV), tempo de varredura e parâmetros de miliamperagem (Hatcher, 2010). Quanto menor o tamanho do *voxel*, maior a resolução da imagem, no entanto maior a dose de radiação.

Este estudo foi realizado com o objetivo de comparar de maneira subjetiva a qualidade das imagens de estruturas anatômicas mandibulares obtidas por tomografia computadorizada de feixe cônico e reconstruídas com diferentes tamanhos de *voxel* e tempos de aquisição e reconstrução, sendo os *voxels* de reconstrução maiores, menores ou iguais aos de aquisição, com exceção das imagens adquiridas com *voxel* 0,2 mm que só poderiam ser reconstruídas com o mesmo tamanho de *voxel*.

Utilizou-se neste estudo os cortes parassagittais para avaliação da qualidade de imagem por meio da observação de estruturas anatômicas. Esses cortes, segundo Mozzo *et al.* (1997) são criados por meio de arcos de parábola posicionados em uma das axiais das arcadas dentárias.

Os resultados obtidos nesta pesquisa mostraram que as estruturas mandibulares que apresentaram melhor qualidade de imagem foram a foramina

lingual, o forame mental e o osso cortical, independente do protocolo selecionado para a aquisição e reconstrução das imagens.

Vários autores (Arai *et al.*, 1999; Holberg *et al.*, 2005; Schulze *et al.*, 2005; Hashimoto *et al.*, 2003; Hashimoto *et al.*, 2006; Hashimoto *et al.*, 2007; Loubele *et al.*, 2007; Mischkowski, 2008; Dreiseidler *et al.*, 2009; Liang *et al.*, 2009; Tanimoto & Arai, 2009; Razavi *et al.*, 2010; Sherrard *et al.*, 2010) utilizaram a observação de estruturas anatômicas como um dos critérios para avaliar a qualidade da imagem. Porém, dentre esses autores, apenas Liang *et al.* (2009) selecionaram a foramina lingual como uma das estruturas a serem observadas e essa não apresentou uma boa qualidade de imagem, necessitando de uma alta resolução para melhorar a sua visibilidade. Os resultados de nosso estudo não foram semelhantes a esse, pois neste estudo a foramina lingual apresentou uma boa qualidade de imagem, semelhante para a maioria dos protocolos, tendo sido melhor observada no protocolo de aquisição e reconstrução com voxel de 0,2 mm em 40 segundos.

Em relação ao forame mental, esse apresentou uma boa qualidade de imagem. Considerando todos os protocolos, o forame mental teve melhor observação quando foi utilizado o protocolo de aquisição e reconstrução com voxel de 0,2 mm em 40 segundos, tendo diferido apenas do protocolo de aquisição com voxel de 0,4 mm em 10 segundos e suas reconstruções possíveis. O que mostra que a qualidade de imagem para avaliação do forame mental foi semelhante para a maioria dos protocolos. Esses dados são semelhantes aos encontrados por Dreiseidler *et al.* (2009) na comparação das imagens por TCFC às imagens realizadas por TCFB. A observação do forame mental foi excelente para as duas modalidades confirmando a visibilidade radiográfica superior para todas as estruturas de alto contraste e o resultado também se assemelhou ao de Liang *et al.* (2009) no qual a observação de uma estrutura relativamente grande como o forame mental foi satisfatória, independente do protocolo de aquisição e reconstrução de todos os sistemas avaliados (Accuitomo 3D®, Newtom 3G®, Galileos®, Scanora 3D®, Somatom Sensation 16®).

O osso cortical apresentou uma boa qualidade de imagem e semelhante para a maioria dos protocolos. Essa estrutura foi melhor observada no protocolo de aquisição e reconstrução com *voxel* de 0,2 mm em 40 segundos. A qualidade encontrada para o osso cortical corroborou o estudo de Hashimoto *et al.* (2003) que comparou a qualidade de imagem entre os aparelhos Accuitomo 3DX® e Aquilion Multislice® e encontrou o osso cortical como a estrutura mais bem observada no Accuitomo 3DX®, quando utilizado *voxel* de 0,125 mm. Loubele *et al.* (2007) observaram em seu estudo que o osso cortical foi mais bem observado nas imagens por TCMS (Somatom Volume Zoom 4®) e que esse, assim como as outras estruturas avaliadas, foi suficientemente visível nas imagens por TCFC (Accuitomo 3D®). No estudo de Liang *et al.* (2009), o osso cortical foi a terceira estrutura melhor observada independente do protocolo e do aparelho utilizado.

Quanto ao esmalte dentário, esse obteve uma boa qualidade de imagem, comparável à foramina lingual, forame mental e osso cortical, pois não houve diferença estatística entre essas estruturas. Essa estrutura foi melhor observada em três diferentes protocolos: *voxel* de 0,2 mm em 40 segundos na aquisição e reconstrução, *voxel* de 0,25 mm na aquisição e reconstrução e *voxel* de 0,25 mm em 40 segundos na aquisição e *voxel* de 0,3 mm na reconstrução, não havendo diferença estatística entre eles. Esse estudo assemelhou-se ao de Hashimoto *et al.* (2003) que utilizaram o Accuitomo 3DX® e Aquilion Multislice®, sendo que o Accuitomo 3DX® foi considerado superior, assim como ao trabalho de Hashimoto *et al.* (2006) que compararam o mesmo aparelho de TCFC com o TCMS Asteion Super 4®, no qual o esmalte também apresentou uma boa qualidade de imagem. O presente estudo ainda foi semelhante ao de Liang *et al.* (2009) quanto ao fato da qualidade ter sido moderadamente relacionada ao protocolo utilizado. Esses resultados foram diferentes da pesquisa de Hashimoto *et al.* (2007). Entretanto isso ocorreu provavelmente, devido a um comprometimento na avaliação causado pela presença de resina nas coroas dentárias.

Em relação ao canal mandibular, a melhor qualidade de imagem para sua observação foi no protocolo de aquisição e reconstrução com *voxel* de 0,2 mm em

40 segundos, apresentando boa qualidade de imagem sendo semelhante para a maioria dos protocolos. No trabalho de Schulze *et al.* realizado em 2005, foi possível observar adequadamente o canal mandibular nas imagens por TCFC do aparelho Newtom 9000® (voxel de 0,25 mm) e Siremobil Iso-C3D® (voxel de 0,46 mm), tendo apresentado melhor qualidade a imagem do Newtom 9000®, visto que neste foi utilizado um protocolo cujo voxel era menor, o que proporciona uma melhor qualidade da imagem. O resultado também foi semelhante ao trabalho de Mischkowski *et al.* (2008) comparando imagens de TCFC a imagens de TCMS, observando a imagem do canal mandibular como adequada. O mesmo sendo observado nos trabalhos de Liang *et al.* (2009) e Dreiseidler *et al.* (2009). A fácil visualização do canal mandibular pode ser decorrente do fato de que essa estrutura é bem delimitada por suas paredes, sendo relativamente grande.

A qualidade da imagem do osso trabecular foi considerada aceitável e semelhante para a maioria dos protocolos, sendo melhor observado no protocolo com voxel de 0,2 mm em 40 segundos para aquisição e reconstrução. Esses resultados foram semelhantes aos estudos de Arai *et al.* (1999) no qual as imagens foram obtidas no Ortho-CT® (voxel de 0,136 mm); Hashimoto *et al.* (2003) utilizando aparelho Accuitomo 3DX®; Schulze *et al.* (2005) utilizando o aparelho Newtom 9000® (voxel de 0,25 mm). Os resultados também foram semelhantes aos de Hashimoto em 2006 e 2007 com o uso do Accuitomo 3DX® e Loubele *et al.* (2007) com Accuitomo 3D® também com voxel de 0,125 mm. Houve diferença do trabalho de Liang *et al.* (2009) no qual o osso trabecular foi significativamente menos visível e mais variável entre os sistemas em comparação com as outras estruturas anatômicas. O osso trabecular é uma estrutura de baixo contraste e talvez, por isso, a sua observação pode ser mais difícil.

Para a dentina, o protocolo em que ela foi melhor visualizada foi aquele em que na aquisição e reconstrução foram utilizados voxel de 0,2 mm em 40 segundos, mostrando uma boa qualidade de imagem, sendo semelhante para a maioria dos protocolos, diferindo da maioria das estruturas. O estudo foi semelhante às pesquisas de Hashimoto *et al.* (2003); Hashimoto *et al.* (2006) e

Hashimoto *et al.* (2007). O presente estudo ainda foi semelhante ao de Liang *et al.* (2009) quanto ao fato da qualidade ter sido moderadamente dependente do protocolo utilizado. E no estudo de Loubele *et al.* (2007) a dentina também se apresentou suficientemente visível, porém sua qualidade foi semelhante a da cavidade pulpar e do osso trabecular, enquanto no presente estudo isso não ocorreu.

Quanto à cavidade pulpar, o protocolo de aquisição e reconstrução com *voxel* de 0,2 mm em 40 segundos, forneceu uma qualidade de imagem aceitável e semelhante para a maioria dos protocolos. Esses resultados assemelharam-se ao estudo de Hashimoto *et al.* (2003) em relação à qualidade aceitável da imagem, porém diferiram pelo fato de que a cavidade pulpar nesse estudo foi a estrutura de pior observação, o que não ocorreu nesta pesquisa. Os resultados também foram semelhantes aos de Hashimoto *et al.* (2006) e Hashimoto *et al.* (2007). No trabalho de Loubele *et al.* (2007) a cavidade pulpar também foi bem observada e apresentou qualidade de imagem semelhante ao osso trabecular, assim como neste estudo.

O espaço periodontal, neste estudo, apresentou uma qualidade de imagem pobre e semelhante para a maioria dos protocolos de aquisição e reconstrução. Foi mais bem observado quando foi utilizado o protocolo de aquisição e reconstrução com *voxel* de 0,2 mm em 40 segundos. Os resultados foram semelhantes à pesquisa de Holberg *et al.* (2005), na qual foi utilizado o aparelho de TCFC Newtom 9000®, em que o espaço periodontal apresentou qualidade de imagem muito pobre, muitas vezes não sendo observado. Resultados semelhantes foram observados nos estudos de Liang *et al.* (2009). No estudo de Tanimoto & Arai (2009) a visualização do espaço periodontal não foi boa nas imagens com *voxel* de 0,16 mm em comparação às com *voxel* de 0,08 mm. Isso também foi observado no presente estudo, em que o espaço periodontal foi melhor avaliado quando se utilizou o menor *voxel* em relação aos outros tamanhos de *voxel* utilizados. Os resultados do presente estudo foram diferentes dos resultados de Arai *et al.* (1999) utilizando o aparelho Ortho-CT® (*voxel* de 0,136

mm); no estudo de Hashimoto *et al.* (2003) utilizando aparelho Accuitomo 3DX® (voxel de 0,125 mm); e nos trabalhos de Hashimoto *et al.* (2006) e Hashimoto *et al.* (2007) utilizando o mesmo aparelho. No estudo de Loubele *et al.* (2007) o espaço periodontal também apresentou uma boa qualidade nas imagens por TCFC (Accuitomo 3D® – voxel 0,125 mm), mas não foi suficientemente visível nas imagens por TCMS (Somatom Volume Zoom 4® – voxel de 0,3 mm) que apresenta voxel anisotrópico. O fato de o espaço periodontal ter apresentado uma boa qualidade nas imagens dos aparelhos Ortho-CT® e Accuitomo® se deve ao tamanho dos voxels utilizados nesses aparelhos, que são menores do que todos voxels utilizados nesta pesquisa

Em relação à cortical alveolar, essa apresentou uma qualidade de imagem muito pobre, independente do protocolo utilizado, tendo sido a estrutura de pior observação. Os resultados foram semelhantes ao estudo de Liang *et al.* (2009) no qual a cortical alveolar foi significativamente menos visível em comparação às outras estruturas anatômicas, assim como o osso trabecular e o espaço periodontal. Esses resultados foram diferentes dos resultados de Arai *et al.* (1999) utilizando o aparelho Ortho-CT® (voxel de 0,136 mm) ; Hashimoto *et al.* (2003); Hashimoto *et al.* (2006) e Hashimoto *et al.* (2007) que utilizaram o aparelho Accuitomo 3DX® com voxel de 0,125 mm. No estudo de Loubele *et al.* (2007) a cortical alveolar também apresentou uma boa qualidade nas imagens por TCFC (Accuitomo 3D – voxel 0,125 mm), mas não foi suficientemente visível nas imagens por TCMS (Somatom Volume Zoom 4® – voxel de 0,3 mm). No estudo de Razavi *et al.* (2010) as imagens realizadas no aparelho i-CAT Next Generation® com voxel de 0,3 mm não produziram resolução suficiente do fino osso cortical adjacente aos implantes enquanto o aparelho Accuitomo 3D60 FPD®, com voxel de 0,125 mm produziu uma melhor resolução, o que mais uma vez comprova o fato de que menores tamanhos de voxel produzem melhor qualidade de imagem.

Quando o voxel de 0,4 mm do i-CAT® é utilizado, a identificação de pontos de referência, como estruturas anatômicas, pode ser mais difícil que ao utilizar-se

voxel de 0,2 mm, pois tamanhos maiores de voxel estão associados com a diminuição da resolução espacial. No estudo de Sherrard *et al.* (2010) os maiores erros na identificação de pontos de referência ocorreram utilizando o voxel de 0,4 mm e os menores com o voxel de 0,2 mm. Porém esses autores afirmaram que os erros foram considerados aceitáveis e comparáveis aos da radiografia periapical. Neste estudo a melhor qualidade de imagem também foi encontrada quando foi utilizado o protocolo com voxel de 0,2 mm, entretanto para a maioria das estruturas a qualidade de imagem foi semelhante também para a maioria dos protocolos, o que justificaria utilizar-se um tamanho de voxel maior.

No estudo de Ballrick *et al.* (2008) que avaliou a resolução espacial nas imagens por TCFC do aparelho i-CAT® realizadas em diferentes protocolos disponíveis, foi verificado que a resolução espacial foi altamente dependente do tamanho do voxel. A resolução espacial pode ser melhorada através da seleção do protocolo apropriado, com menores tamanhos de voxel e maior tempo de aquisição das imagens, fornecendo resoluções espaciais mais altas, entretanto o maior tempo de escaneamento pode ser prejudicial por causa da maior exposição à radiação e possível movimento do paciente.

O estudo de Hassan *et al.* (2010) também confirmou a importância da aquisição com menores tamanhos de voxel para a qualidade final da imagem. Nesse estudo, realizado com o aparelho Newtom 3G® as imagens foram realizadas com voxels de 0,3 mm, 0,25 mm e 0,2 mm e o maior tamanho de voxel reduziu a visibilidade das superfícies oclusais e do osso na região anterior de maxila e mandíbula avaliadas. Assim como o trabalho de Kamburoğlu & Kursun (2010) que avaliaram imagens dos aparelhos Iluma Ultra Cone-beam CT Scanner® nos voxels de 0,1 mm; 0,2 mm; e 0,3 mm e voxels de 0,125 mm e 0,160 para o Accuitomo® quanto à detecção de cavidades realizadas em dentes incisivos e caninos. As imagens obtidas com o maior voxel do Iluma® (0,3 mm) foram consideradas aceitáveis. Não foram encontradas diferenças na detecção dessas cavidades entre o Accuitomo® (voxels de 0,125 mm e 0,160 mm); Iluma®

ultra-resolução (voxel de 0,1 mm) e alta-resolução (voxel de 0,2 mm), sendo consideradas essas imagens como tendo boa qualidade.

No presente estudo foi observado que a qualidade da imagem foi melhor quando essa foi adquirida com tamanho de voxel menor. Os tempos de exposição e a miliamperagem também influenciam na qualidade final da imagem, mas esses fatores são inerentes ao tamanho de cada voxel e não podem ser alterados separadamente. Apesar de a qualidade da imagem variar de acordo com o tamanho do voxel na aquisição para todas as estruturas, exceto para a cortical alveolar, essa teve pequena variação nas reconstruções. A maior diferença foi observada nas reconstruções referentes às aquisições realizadas com voxel de 0,4 mm e tempo de exposição de 10 segundos. Além de o voxel maior diminuir a qualidade da imagem, um menor tempo de exposição, produz menor quantidade de imagens base, resultando em perda de qualidade.

O estudo de Sirin *et al.* (2010) igualmente mostrou que para casos nos quais a estrutura a ser avaliada é delicada, tamanhos maiores de voxel podem não ser suficientes para sua observação. Embora tenham avaliado condições que fogem à normalidade, isto também foi observado no trabalho de Melo *et al.* (2010) utilizando aparelho i-CAT®, no qual fraturas longitudinais foram mais visíveis no voxel de 0,2 mm e o voxel 0,3 mm não foi considerado como confiável na investigação dessas fraturas, também no estudo de Wenzel (2010) para detecção de fraturas transversais, utilizando o mesmo aparelho, no qual as fraturas foram identificadas com maior facilidade nas imagens com voxel de 0,125 mm do que nas imagens com voxel de 0,3 mm. Assim, foi confirmado que quanto maior a resolução espacial nas imagens por TCFC, maior é a precisão do diagnóstico. Resultados semelhantes a esses foram observados neste estudo quando foram avaliadas estruturas como o espaço periodontal e a cortical alveolar, que são estruturas delicadas, assim como freqüentemente são as fraturas.

Na pesquisa de Damstra *et al.* (2010) na qual foi avaliada a precisão de medidas lineares realizadas em modelos tridimensionais para investigar a influência da resolução do voxel (0,4 mm e 0,25 mm no aparelho 3D Exam®)

nessa precisão. As diferenças na precisão das medidas entre os voxels de 0,4 mm e 0,25 mm foram mínimas. Uma resolução melhor de voxel não resultou em maior precisão das medidas dos modelos tridimensionais. No estudo de Kamburoğlu *et al.* (2010) no qual foram analisadas cáries oclusais nas imagens do aparelho de TCFC Iluma Ultra Cone Beam® nos voxels de 0,1 mm, 0,2 mm e 0,3 mm e os resultados encontrados mostraram que não houve diferença estatística entre os voxels utilizados nas aquisições por TCFC, apesar de a imagem por TCFC com voxel de 0,1 mm ter se apresentado mais eficaz. Na avaliação de Özer (2011) na detecção de fraturas radiculares longitudinais em quatro diferentes resoluções de voxel (0,125 mm; 0,2 mm; 0,3 mm e 0,4 mm) na TCFC utilizando o aparelho i-CAT®, não houve diferença significativa entre as resoluções, ainda assim o protocolo com voxel de 0,2 mm foi o melhor considerando a baixa exposição à radiação e o bom desempenho de diagnóstico.

Para Liedke *et al.* (2009) na avaliação da capacidade de diagnóstico das imagens por TCFC, utilizando o i-CAT®, com diferentes resoluções de voxel (0,4 mm; 0,3 mm; e 0,2 mm) na detecção de reabsorções radiculares externas, mostrou que resoluções de voxel de 0,3 mm e 0,2 mm foram melhores em comparação às adquiridas com 0,4 mm. Isso mostra a maior probabilidade de correta identificação de cavidades quando a imagem é adquirida com as duas primeiras resoluções de voxel. O ideal neste caso foi realizar a imagem com uma resolução de voxel de 0,3 mm porque o protocolo ofereceu o mesmo desempenho que a resolução de 0,2 mm. Porém, com menor tempo de aquisição, o que reduziu a exposição do paciente à radiação. No presente estudo a diferença na qualidade da imagem com voxel de 0,3 mm e 0,2 mm foi dependente da estrutura avaliada.

Quando estudos diferentes são comparados é importante considerar que alguns fatores na metodologia, como o tipo de aparelho utilizado e seus protocolos, plano de orientação da imagem, objeto avaliado e suas características, podem produzir resultados diferentes.

O aparelho de tomografia i-CAT® utilizado no presente estudo mostrou ter, no trabalho de Loubele *et al.*, em 2008, melhor qualidade de imagem com menor

dose de radiação em relação aos TCFC Accuitomo 3D®, Mercuray®, Newtom 3G® e o TCFB Sensation 16®.

Diante dos resultados obtidos nesta pesquisa, deve-se escolher o menor tamanho possível de volume adquirido e optar por uma resolução de imagem adequada e com a menor dose possível para o paciente (Horner *et al.*,2009). A resolução da imagem a ser escolhida depende do que se quer avaliar. Quando o objetivo do estudo é analisar uma estrutura delicada, como a cortical alveolar, é importante utilizar um protocolo com um tamanho menor de *voxel* para que a resolução seja maior. Ao contrário, quando o objetivo é avaliar uma estrutura maior e de alto contraste como o esmalte dentário, o uso de um protocolo com *voxel* maior, geralmente é suficiente. Mas, é importante, ainda, considerar que quanto menor o tamanho do *voxel*, maior é o ruído. Para diminuir o ruído, é preciso aumentar a dose de radiação. Portanto, concorda-se com Tanimoto & Arai (2009) quando afirmam que o tamanho do *voxel* não deve ser reduzido desnecessariamente.

7 CONCLUSÃO

A aquisição e reconstrução com *voxel* de 0,2 mm em 40 segundos foi a que apresentou melhor qualidade de imagem para todas as estruturas anatômicas, exceto para a cortical alveolar, na qual não houve diferença entre as aquisições e reconstruções. As aquisições com *voxel* de 0,4 mm em 10 segundos, independentemente do protocolo de reconstrução, apresentaram-se com valores inferiores a todos os protocolos de aquisição e reconstrução e não houve diferença na qualidade de imagem entre as reconstruções de um mesmo protocolo de aquisição.

REFERÊNCIAS*

Arai Y, Tammsalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol*. 1999 Jul;28(4):245-8.

Ballrick JW, Palomo JM, Ruch E, Amberman BD, Hans MG. Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography machine. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008 Oct;134(4):573-82.

Butterfield KJ, Dagenais M, Clokie C. Linear tomography's clinical accuracy and validity for presurgical dental implant analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1997; 84(2): 203-9.

Cavalcanti, MG. Diagnóstico por Imagem da Face. São Paulo: Santos; 2008.

Damstra J, Fourie Z, Huddleston Slater JJ, Ren Y. Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface models of different voxel sizes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010 Jan;137(1):16.e1-6; discussion 16-7.

Dreiseidler T, Mischkowski RA, Neugebauer J, Ritter L, Zöller JE. Comparison of cone-beam imaging with orthopantomography and computerized tomography for assessment in presurgical implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 Mar-Apr;24(2):216-25.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Hassan B, Couto Souza P, Jacobs R, de Azambuja Berti S, van der Stelt P. Influence of scanning and reconstruction parameters on quality of three-dimensional surface models of the dental arches from cone beam computed tomography. *Clin Oral Investig*. 2010 Jun;14(3):303-10. Epub 2009 Jun 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 Mar;95(3):371-7.

Hashimoto K, Kawashima S, Araki M, Iwai K, Sawada K, Akiyama Y. Comparison of image performance between cone-beam computed tomography for dental use and four-row multidetector helical CT. *J Oral Sci*. 2006 Mar;48(1):27-34.

Hashimoto K, Kawashima S, Kameoka S, Akiyama Y, Honjaya T, Ejima K, Sawada K. Comparison of image validity between cone beam computed tomography for dental use and multidetector row helical computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol*. 2007 Dec;36(8):465-71.

Hatcher DC. Operational Principles for Cone-beam Computed Tomography. *J Am Dent Assoc*. 2010; 141: 3S-6S.

Holberg C, Steinhäuser S, Geis P, Rudzki-Janson I. Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. *J Orofac Orthop*. 2005 Nov;66(6):434-44.

Horner K, Islam M, Flygare L, Tsiklakis K, Whaites E. Basic Principles for Use of Dental Cone Beam Computed Tomography: Consensus Guidelines of the European Academy of Dental and Maxillofacial Radiology. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2009; 38: 187-95.

Kamburoğlu K, Murat S, Yüksel SP, Cebeci AR, Paksoy CS. Occlusal caries detection by using a cone-beam CT with different voxel resolutions and a digital intraoral sensor. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010 May;109(5):e63-9.

Kamburoğlu K, Kursun S. A comparison of the diagnostic accuracy of CBCT images of different voxel resolutions used to detect simulated small internal resorption cavities. *Int Endod J.* 2010 Sep;43(9):798-807. Epub 2010 Jul 1.

Kwong JC, Palomo JM, Landers MA, Figueroa A, Hans MG. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008 Feb;133(2):317-27.

Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, et al. A Comparative Evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice (MSCT) Part I. On Subjective Image Quality. *European Journal of Radiology.* 2009; 1-5.

Liedke GS, da Silveira HE, da Silveira HL, Dutra V, de Figueiredo JA. Department of Surgery and Orthopedics, School of Dentistry, Federal University of Rio Grande do Sul (UFRGS), Brazil. *J Endod.* 2009 Feb;35(2):233-5.

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 May-Jun;22(3):446-54.

Loubele M, Jacobs R, Maes F, Denis K, White S, Coudyzer W, Lambrichts I, et al. Image Quality vs. Radiation Dose of Four Cone Beam Computed Tomography Scanners. *Dentomaxillofacial Radiology.* 2008; 37: 309-18.

Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofac Radiol.* 2003; 32: 229–234.

Melo SL, Bortoluzzi EA, Abreu M Jr, Corrêa LR, Corrêa M. Diagnostic ability of a cone-beam computed tomography scan to assess longitudinal root fractures in prosthetically treated teeth. *J Endod.* 2010 Nov;36(11):1879-82. Epub 2010 Sep 19.

Mischkowski RA, Scherer P, Ritter L, Neugebauer J, Keeve E, Zöller JE.. Diagnostic quality of multiplanar reformations obtained with a newly developed cone beam device for maxillofacial imaging. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008 Jan;37(1):1-9.

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

Özer SY. Detection of vertical root fractures by using cone beam computed tomography with variable voxel sizes in an in vitro model. *J Endod.* 2011 Jan;37(1):75-9. Epub 2010 Nov 5.

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

Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 2006;72:75–80.

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

Schulze D, Heiland M, Blake F, Rother U, Schmelzle R. Evaluation of quality of reformatted images from two cone-beam computed tomographic systems. J Craniomaxillofac Surg. 2005 Feb;33(1):19-23. Epub 2005 Jan 12.

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

Silva MAG, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: A radiation dose evaluation. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008; 133: 640.e1-640.e5.

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

Tanimoto H, Arai Y. The Effect of Voxel on Image Reconstruction in Cone-beam Computed Tomography. Oral Radiol. 2009.

Torres MGG, Campos PSF, Pena N Neto Segundo, Ribeiro M, Navarro M, Crusoé-Rebello I. Avaliação de doses referenciais obtidas com exames de tomografia computadorizada de feixe cônico adquiridos com diferentes tamanhos de voxel. Dental Press J Orthod 2010 Sept-Oct;15(5):42-3

Wenzel A, Haiter-Neto F, Frydenberg M, Kirkevang LL. Variable-resolution cone-beam computerized tomography with enhancement filtration compared with intraoral photostimulable phosphor radiography in detection of transverse root fractures in an in vitro model. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009 Dec;108(6):939-45. Epub 2009 Oct 28.

APÊNDICE 1

AVALIADOR:

	IMAGEM	FORAMINA	F. MENTUAL	CANAL MAND	OSSO CORT	OSSO TRAB
	1					
	2					
	3					
	4					
	5					
	6					
	7					
	8					
	9					
	10					
	11					
	12					
	13					
	14					
	15					
	16					
	17					
	18					
	19					
	20					
	21					
	22					
Av	23					
	24					
	25					
	26					
	27					
	28					
	29					
	30					
	31					
	32					
	33					
	34					
	35					
	36					
	37					
	38					
	39					
	40					
	41					
	42					
	43					
	44					
	45					

APÊNDICE 2

AVALIADOR:

	IMAGEM	ESMALTE	DENTINA	C. PULPAR	ESP. LIG.	L. DURA
Av _____	1					
	2					
	3					
	4					
	5					
	6					
	7					
	8					
	9					
	10					
	11					
	12					
	13					
	14					
	15					
	16					
	17					
	18					
	19					
	20					
	21					
	22					
	23					
	24					
	25					
	26					
	27					
	28					
	29					
	30					
	31					
	32					
	33					
	34					
	35					
	36					
	37					
	38					
	39					
	40					
	41					
	42					
	43					
	44					
	45					

ANEXO



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



CERTIFICADO

O Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP certifica que o projeto de pesquisa "**Análise da qualidade da imagem tomográfica de acordo com o tamanho do voxel na aquisição e reconstrução multiplanar**", protocolo nº 079/2010, dos pesquisadores Carla Beatriz Klamt e Gláucia Maria Bovi Ambrosano, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde - Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 04/08/2010.

The Ethics Committee in Research of the School of Dentistry of Piracicaba - State University of Campinas, certify that the project "**Analysis of tomographic image quality according to the voxel size during the acquisition and multiplanar reconstruction**", register number 079/2010, of Carla Beatriz Klamt and Gláucia Maria Bovi Ambrosano, comply with the recommendations of the National Health Council - Ministry of Health of Brazil for research in human subjects and therefore was approved by this committee at 08/04/2010.

Prof. Dr. Pablo Agustin Vargas
Secretário
CEP/FOP/UNICAMP

Prof. Dr. Jacks Jorge Junior
Coordenador
CEP/FOP/UNICAMP

Nota: O título do protocolo aparece como fornecido pelos pesquisadores, sem qualquer edição.
Notice: The title of the project appears as provided by the authors, without editing.