UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

RAFAEL VERARDINO DE CAMARGO

**Avaliação da super e subestimação dos parâmetros morfométricos
bidimensionais de canais radiculares de molares inferiores em imagens
tomográficas utilizando a microtomografia como padrão de referência**

Ribeirão Preto

2019

RAFAEL VERARDINO DE CAMARGO

*Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia
de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para
obtenção do Título de Mestre em Ciências junto ao
Programa de Odontologia Restauradora - Área de
Concentração: Endodontia.*

Orientador: *Prof. Dr. Manoel D. Sousa Neto*

Ribeirão Preto

2019

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

Assinatura do autor: _____ Data: ____/____/2019

Ficha Catalográfica

de Camargo, Rafael Verardino

Avaliação da super e subestimação dos parâmetros morfométricos bidimensionais de canais radiculares de molares inferiores em imagens tomográficas utilizando a microtomografia como padrão de referência, 2019.

95 p.: il.; 30 cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP/USP). Área de concentração: Endodontia.

Orientador: Prof. Dr. Manoel Damião de Sousa Neto

1. TCFC. 2.Endodontia. 3. Artefatos. 4.microCT. 5. Distorção

FOLHA DE APROVAÇÃO

CAMARGO, R.V. Avaliação da super e subestimação dos parâmetros morfométricos bidimensionais de canais radiculares de molares inferiores em imagens tomográficas utilizando a microtomografia como padrão de referência, 2019. 95p. Dissertação (mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2019.

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. Manoel Damião de Sousa Neto (Orientador)

Instituição: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP

Assinatura: _____

Prof(a).Dr(a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Assinatura: _____

Prof(a).Dr(a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Assinatura: _____

Prof(a).Dr(a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Assinatura: _____

Este trabalho de pesquisa foi realizado nos Laboratórios de Pesquisa em Endodontia do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo e no Laboratório do Departamento de Cirurgia Oral, Maxilo Facial, Imaginologia e Patologia (OMFS IMPATH) e na Clínica de Imaginologia Oral da Faculdade de Medicina e Odontologia da Universidade Católica de Leuven (KU Leuven).

***D**edicatoria*

A **Deus**, que ilumina o meu caminho, me abençoa
diariamente com sabedoria e força de vontade!

À minha mãe, **Marisa Verardino**, por todo amor,
carinho e dedicação. Pela compreensão durante minhas
ausências, e por sempre me apoiar e incentivar.

Ao meu pai, **José Maurício Paraderlla de Camargo**,
amigo e minha maior referência, pelos ensinamentos diários,
pelo incentivo constante e pelo orgulho que sente por mim
que sempre me fortalece.

À minha irmã, **Maíra Verardino de Camargo**, pelo
carinho, amor e companhia diária.

À minha namorada, **Bianca Aparecida Martin**, por
todo apoio e compreensão. Obrigado por sempre estar ao
meu lado sempre com muito amor, carinho e amizade.

Agradecimientos

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Manoel Damião de Sousa Neto**, exemplo de dedicação, pelos ensinamentos e críticas que me fazem crescer constantemente. Meu reconhecimento e gratidão pela orientação e oportunidades oferecidas que contribuíram para a minha formação intelectual, científica e profissional.

Ao **Prof. Dr. Jesus Djalma Pécora**, pelos conhecimentos enriquecedores, exemplo de pesquisador inventivo e perspicaz. Admiração por sua sabedoria e cultura.

Ao **Prof. Dr. Ricardo Gariba Silva** e **Prof. Dr. Antônio Miranda da Cruz Filho** pela agradável convivência e pelo constante aprendizado em Endodontia.

Aos professores da disciplina de Endodontia, **Prof. Dr. Ricardo Novak Savioli** e **Prof. Dr. Luiz Pascoal Vansan**, e à professora da disciplina de Dentística **Profa. Dra. Aline Evangelista de Souza Gabriel**, pelo agradável convívio e pelos ensinamentos compartilhados.

À **Profa. Dra. Graziela Bianchi Leoni**, pelo tempo e carinho que ofereceu em diferentes etapas deste trabalho.

Ao meu amigo **Jardel Francisco Mazzi Chaves**, pela amizade, pelos conhecimentos compartilhados e apoio desde o início, e que por sua dedicação e critério à pesquisa, me inspira em todos os trabalhos. Obrigado por toda a ajuda e dedicação para a realização desse trabalho. Muito obrigado!

Aos meus amigos **Thaís Oliveira Alves** e **Fillipe Mendes Silva**, obrigado por estarem sempre presentes, por todas as experiências compartilhadas. Com vocês, superar as dificuldades e a conclusão desse processo foi mais fácil. Obrigado por toda a amizade!

Aos amigos da pós-graduação **Rodrigo Dantas Pereira**, **Bruno Monguilhott Crozeta**, **Isadora Mello Vilarinho Soares**, **Fabiane Carneiro Lopes**, **Luis Eduardo**

Souza Flamini, Caroline Cristina Borges, Rafael Assis, Paulo André Yamin, Fabiana de Góes Paiola, Ariane Fernandez, Bárbara Braga Jobim, Isabela Lima de Mendonça, Alessandro Lamira, Amanda Buosi de Biagi, Fernanda Plotegher, Igor Petean, Kleber Carvalho, Larissa Ernesto, Patricia Escobar, Gabriela Gabilan Hadid, Vitor Luís Ribeiro, e Vicente Reinaldo Fretes, pela convivência agradável e pela troca de experiências.

A todos os meus amigos da **87ª Turma de Odontologia** pela amizade e agradável convívio.

A todos os meus **familiares e amigos**, que sempre me apoiaram, ajudando a vencer mais essa etapa da minha vida. Gratidão!

Ao funcionário **Carlos Feitosa dos Santos**, exemplo de eficiência e dedicação, pelas inúmeras ajudas e apoio.

Ao funcionário **Reginaldo Santana da Silva**, pelo incentivo, disponibilidades e momentos de risadas.

Aos funcionários, **Débora Fernandes Costa Guedes, Luiza Godoi Pitol, Rosângela Angelini, Romano, Frederico Augusto Farias, Maria Amália Viesti de Oliveira, Maria Isabel Miguel, Isabel Cristina Sola e Mary Possani Carmessano**, pelo auxílio, e por sempre serem muito solícitos, atenciosos e disponíveis.

À **CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior**, pelo apoio financeiro durante minha trajetória na pós-graduação

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto**, que desde a graduação me acolheu e, desde então, têm permitido o meu desenvolvimento crítico, científico, bem como meu crescimento pessoal e profissional.

Resumo

CAMARGO, R.V. **Avaliação da super e subestimação dos parâmetros morfométricos bidimensionais de canais radiculares de molares inferiores em imagens tomográficas utilizando a microtomografia como padrão de referência.** 2019, 95 p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2019.

Este estudo propôs avaliar a super e subestimação dos valores de parâmetros morfométricos bidimensionais (área, perímetro, circularidade, diâmetro maior e menor) de canais mesiais de molares inferiores com presença de istmo, em imagens obtidas por meio de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), com equipamentos com diferentes especificações técnicas, através do processo de limiarização determinado pelo operador e pelo método automático de Otsu, tendo as imagens de microtomografia computadorizada (microCT) limiarizadas pelo operador como padrão de referência. Molares inferiores (n=10), com presença de istmo na raiz mesial, foram escaneados por microCT e por 3 diferentes tipos de TCFC, (1) Accuitomo (ACC), (2) NewTom 5G (N5G) e (3) NewTom VGi evo (NEVO). Para a padronização e registro das imagens obtidas com os diferentes aparelhos, utilizou-se o programa MevisLab. As imagens das reconstruções axiais obtidas pelos TCFCs foram avaliadas quantitativamente em relação aos parâmetros bidimensionais de área, perímetro, circularidade e diâmetros maior e menor; por 2 examinadores calibrados que delimitavam a área a ser avaliada, e pelo método de Otsu, que determinava de forma automática as estruturas por meio da média dos tons de cinza em relação às densidades das estruturas. O teste de Fleiss' Kappa verificou concordância substancial inter e intra-observadores. Os dados quantitativos de área, perímetro, circularidade, diâmetro maior e diâmetro menor apresentaram distribuição normal (teste de Shapiro-Wilk). Dessa forma, foi calculado o erro absoluto em valores médios e desvio padrão. Em seguida foi realizado o teste de análise de variância de 1 fator (ANOVA) para comparação entre os métodos realizado pelo operador e automático de Otsu. Para estabelecer a acurácia entre os aparelhos de TCFC foi calculado a porcentagem de erro absoluto de cada parâmetro tendo como valor de referência as medidas de microCT utilizando a limiarização delimitada pelo operador. O método de limiarização realizado pelo operador apresentou os menores valores de erro absoluto para área, perímetro e diâmetro menor, com diferença ($p<0,05$) do método de limiarização de Otsu, não evidenciando diferenças entre os aparelhos de TCFC. Os parâmetros de área, circularidade e diâmetro menor apresentaram superestimação, enquanto o perímetro evidenciou subestimação de valores. Pode-se concluir que todos os TCFCs apresentaram super ou subestimação dos parâmetros avaliados. A limiarização determinada pelo operador é mais precisa que a determinada pelo método automático de Otsu para avaliação dos parâmetros morfométricos bidimensionais.

Abstract

CAMARGO, R.V. **Evaluation of the over and underestimation of two-dimensional morphometric parameters of root canals of lower molars in cone beam computed tomographic images using a microtomography as standard reference.** 2019, 95 p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2019.

The aim of this study was to evaluate the over and underestimation of the values of two-dimensional parameters of area, perimeter, roundness and major and minor diameter in mesial canals of lower molars with isthmus from images obtained by cone beam computed tomography (CBCT), using equipment with different technical specifications, through operator-delimited threshold and Otsu automatic threshold, using the operator-delimited threshold computerized microtomography images as reference standard. Lower molars (n=10) with the presence of isthmus in their mesial roots were scanned by microCT and three different types of CBCT, (1)3D Accuitomo (ACC), (2) NewTom 5G (N5G) and (3) NewTom VGi evo (NEVO). The MevisLab software was used to standardize and record images obtained with the different devices. The axial reconstructed images obtained through four imaging systems were evaluated quantitatively by two-dimensional parameters of area, perimeter, roundness and major and minor diameter. The structure evaluated was delimited by 2 calibrated examiners using the Otsu method, which automatically determined evaluated area by means of gray tones in relation to the densities of the structures. The Fleiss' Kappa test was performed to verify inter- and intra-observer agreement. The quantitative data of area, perimeter, roundness and major and minor diameter showed normal distribution (Shapiro-Wilk test) and the absolute error in mean values and standard deviation was calculated. A One-Way analysis of variance (ANOVA) was thereafter performed to compare results obtained through operator-delimited threshold and automatic threshold Otsu method. To establish accuracy between the CBCT devices, the percentage absolute error of each parameter was calculated, having as reference value the microCT measurements obtained using the operator-delimited threshold. The operator-delimited threshold method presented significantly lower absolute error values for area, perimeter and minor diameter ($p<0.05$) as compared to the Otsu threshold method. There were no significant differences between the TCFC devices. All the devices presented either over or underestimation of the evaluated parameters. The operator-delimited threshold method was more precise than the Otsu automatic method in the evaluation of two-dimensional morphometric parameters.

Sumário

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO.....	29
PROPOSIÇÃO.....	39
MATERIAIS E MÉTODOS.....	43
RESULTADOS	59
DISCUSSÃO.....	65
CONCLUSÃO.....	75
REFERÊNCIAS.....	79
ANEXOS.....	93

Introdução

O desenvolvimento e aperfeiçoamento dos equipamentos de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), bem como de novos programas de reconstrução e análise de dados, têm possibilitado o uso da TCFC em Endodontia com maior precisão e acurácia (HUANG et al., 2017; QUEIROZ et al., 2017). A TCFC, quando associada às informações obtidas na anamnese, exame clínico e radiografias periapicais, auxilia no diagnóstico, localização e extensão de lesões periapicais (COTTON et al., 2007; ESTRELA et al., 2008; LO GIUDICE et al., 2018), avaliação de perfurações e fraturas radiculares (DAWOOD; PATEL; BROWN, 2009; MAMEDE-NETO et al., 2017) e investigação de canais adicionais (DAWOOD; PATEL; BROWN, 2009), na avaliação tridimensional da anatomia (STUDEBAKER et al., 2018), do preparo biomecânico (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006) e da obturação do sistema de canais radiculares (CELIK TEN et al., 2017), bem como na determinação do prognóstico e do protocolo de tratamento (COTTON et al., 2007; PATEL et al., 2007; DURACK; PATEL, 2012; AMINOSHARIAE; KULILD; SYED, 2018; ESTRELA et al., 2018; LO GIUDICE et al., 2018).

O processo de obtenção de imagens de TCFC pode ser dividido em duas etapas: aquisição e reconstrução de imagem (SCARFE; FARMAN, 2008; SCARFE, 2018). A aquisição da imagem na TCFC é realizada a partir de dois componentes principais localizados em extremos opostos: fonte de raios X e sensor. A fonte de raios X emite radiação ionizante, em forma de pirâmide ou cone, direcionada para o centro da área de interesse do exame, a radiação é recebida pelo sensor que a converte em imagens de tons de cinza (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006; SCARFE; FARMAN, 2008). A exposição conta com sequências de emissão de radiação, em rotação contínua de 180° a 360° e duração de escaneamento entre dez e setenta segundos,

que geram centenas de imagens de projeções planas obtidas de acordo com o tamanho do campo de visão (SCHULZE et al., 2011; SCARFE, 2018).

Durante a aquisição da imagem, quatro fatores técnicos influenciam diretamente na qualidade da imagem final: miliamperagem (mA), kilovoltagem (kV), campo de visão e *voxel* (MARET et al., 2012; SPIN-NETO; GOTFREDSEN; WENZEL, 2013).

A mA é definida pela quantidade de radiação emitida pela fonte em uma fração de segundo (mAs), sendo diretamente proporcional à exposição do paciente ou do objeto à radiação (SCARFE; FARMAN, 2008). Em termos de qualidade, quanto maior a mAs, maior a quantidade de raios X absorvida no sensor, o que resulta em uma imagem com maior resolução (PAUWELS et al., 2015a; PAUWELS et al., 2015b; SCARFE, 2018). Já kVp está relacionada com a quantidade de energia da fonte de raios X, sendo que quanto maior a voltagem, menor o comprimento de onda e mais penetrante será o feixe de raios X (SCHULZE et al., 2011; PAUWELS et al., 2015a; SCARFE, 2018).

Destaca-se que a maioria dos aparelhos de TCFCs disponíveis no mercado, operam na faixa de potência entre 90 a 120 kVp, sendo que, na tentativa de melhorar a qualidade da imagem, os aparelhos com a kVp baixa operam com mAs alta, e vice-versa (PAUWELS et al., 2015a; PAUWELS et al., 2015b; SCARFE; TOGHYANI; AZEVEDO, 2018). A falta de padronização nesses parâmetros, sugere que ainda não foi encontrada uma combinação eficaz entre kVp e mAs nos aparelhos de TCFC, que forneça imagem de alta qualidade com menor tempo de exposição e dose de radiação ao paciente (PAUWELS et al., 2015b; SCARFE, 2018b).

O campo de visão, ou FOV (*Field of View*), tem dimensão que depende do tamanho do sensor e da geometria do feixe do aparelho, sendo ajustado de acordo

com a região de interesse (QUEIROZ et al., 2018a). Nos casos onde se utilizam FOVs maiores, nota-se aumento na dispersão dos raios X (PAUWELS et al., 2016), além disso, ocorre maior divergência do feixe na borda do FOV levando à deterioração nas extremidades da imagem (SILTANEN et al., 2003). Em casos de indicação endodôntica, sugere-se a redução nos tamanhos de FOV, uma vez que, na maioria dos casos, o diagnóstico a ser realizado envolve apenas um elemento dental (FAYAD et al., 2015; PATEL; ALDOWAISAN; DAWOOD, 2017; BEACHAM et al., 2018).

Outro fator que deve ser levado em consideração na definição e qualidade da imagem em TCFC é o tamanho do *voxel* (DAWOOD; PATEL; BROWN, 2009; MARET et al., 2014; QUEIROZ; SANTAELLA; CAPELOZZA; et al., 2018). O *voxel* representa um dado pontual de uma imagem em 3 dimensões, influenciando diretamente na resolução espacial, no tempo de escaneamento e de reconstrução dos volumes tomográficos (SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G.; SUKOVIC, P., 2006). Diferentes tamanhos de *voxels* podem ser encontrados a depender das especificações técnicas dos aparelhos de TCFCs, variando entre 0,07 a 0,6 mm (KAMBUROGLU et al., 2011; MARET et al., 2012). Os valores de *voxels* menores que 0,2 mm, associados a outros fatores que afetam a resolução da imagem como mAs e Kvp, permitem sua aplicação em exames que exigem alto detalhamento como avaliação da qualidade do tratamento endodôntico, de patologias radiculares e periapicais, anquilose e reabsorção radicular externa e interna (SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. ; SUKOVIC, P., 2006; SCARFE; FARMAN, 2008; MARET et al., 2012; SPIN-NETO; GOTFREDSEN; WENZEL, 2013; MARET et al., 2014).

Posteriormente à aquisição das imagens, programas específicos são utilizados para a reconstrução do volume que, em sua maioria, utilizam o algoritmo Feldkamp-Davis-Kress (FDK) modificado com o filtro “*backprojection*” para transformar a série

de imagens bidimensionais em volumes tridimensionais (FELDKAMP; DAVIS; KRESS, 1984; SCARFE; FARMAN, 2008; SCHULZE et al., 2011). Após a reconstrução, diferentes programas de análise permitem a navegação dinâmica desses volumes em múltiplos planos, possibilitando a obtenção de dados quantitativos e qualitativos, bi e tridimensionais de comprimento, área, perímetro e volume, fornecendo dados para o diagnóstico e planejamento endodôntico (SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. ; SUKOVIC, P., 2006; SCARFE; FARMAN, 2008; DAWOOD; PATEL; BROWN, 2009).

Vale ressaltar que a TCFC emite radiação X, que é de natureza policromática, e dessa forma pode conter vários comprimentos de onda, liberando raios X de alta e baixa densidade, que podem interferir na penetração e atenuação ao atravessar materiais com densidades variadas (SCHULZE et al., 2011; VASCONCELOS et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2018), o que pode levar à formação de ruídos e artefatos que influenciam diretamente no contraste e na qualidade final da imagem obtida (SCHULZE et al., 2011; NAGARAJAPPA; DWIVEDI; TIWARI, 2015; VASCONCELOS et al., 2018; VERSIANI et al., 2018).

Os artefatos são definidos como estruturas presentes na imagem reconstruída que não correspondem ao objeto real escaneado, decorrentes da discrepância entre o processo de aquisição e de reconstrução, levando à formação de erros nas imagens (SCHULZE et al., 2011; BRITO et al., 2014; NAGARAJAPPA; DWIVEDI; TIWARI, 2015; VASCONCELOS et al., 2015; CODARI et al., 2017; HUANG et al., 2017; VASCONCELOS et al., 2018). A geração de artefatos pode estar relacionada a fatores como: policromaticidade da fonte de raios X, tipo de detector de imagem e processo de reconstrução, bem como à movimentação do paciente durante o escaneamento (SCHULZE et al., 2011; VASCONCELOS et al., 2015; CODARI et al., 2017;

VASCONCELOS et al., 2018). Além disso, os artefatos podem estar relacionados ao tipo de material escaneado (materiais de alta e baixa densidade) e podem se expressar de diferentes formas como estrias, áreas hipo e hiperdensas, formações de anéis, ruídos e distorções levando à super ou subestimação das estruturas avaliadas (SCHULZE et al., 2011; DECURCIO et al., 2012; BRITO et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CODARI et al., 2017; GAETA-ARAUJO et al., 2017; VERSIANI et al., 2018).

Paralelamente, no campo da pesquisa *in vitro*, há duas décadas, a microtomografia computadorizada (microCT), através de programas de escaneamento, reconstrução e análise específicos, tem sido utilizada como padrão de referência para avaliação da morfologia interna e externa de diferentes grupos dentais (VERSIANI; SOUSA-NETO; PECORA, 2011; VERSIANI; PECORA; DE SOUSA-NETO, 2012; VERSIANI et al., 2013; FRUCHI et al., 2014; FUMES et al., 2014; LEONI et al., 2014; SOUZA-FLAMINI et al., 2014; VERSIANI et al., 2016; BOSCHETTI et al., 2017), do preparo biomecânico e da limpeza do sistema de canais radiculares (JARDINE et al., 2016; VERSIANI et al., 2016; BRASIL et al., 2017; LEONI et al., 2017; NEELAKANTAN et al., 2018; SOUSA-NETO et al., 2018; VERSIANI et al., 2018), bem como da obturação e protocolos de retratamento endodôntico (ZUOLO et al., 2016).

A microCT fornece imagens de alta resolução com magnificação das áreas de interesse, e possibilita a utilização de cor, luz, textura e filtros para melhor caracterização do objeto escaneado (PLOTINO et al., 2006; ENDAL et al., 2011; VERMA; LOVE, 2011; VERSIANI; PECORA; DE SOUSA-NETO, 2012; LEONI et al., 2014; SOUZA-FLAMINI et al., 2014; VERSIANI et al., 2018). Apresenta ainda a vantagem de ser uma técnica reproduzível, não invasiva e não destrutiva (GAETA-ARAUJO et al., 2017; HUANG et al., 2017; QUEIROZ et al., 2017).

O uso da microCT permite a análise fidedigna micro estrutural com elevada resolução espacial, em escala micrométrica (até 1 μm) (YU; TAM; SCHILDER, 2006; PETERS; PAQUE, 2011; VERSIANI; SOUSA-NETO; PECORA, 2011; VERSIANI; PECORA; DE SOUSA-NETO, 2012; VERSIANI et al., 2013; LEONI et al., 2014; VERSIANI et al., 2018), por meio do processo de limiarização que segmenta a imagem em duas fases de interesse através do ajuste dos níveis de tons de cinza, levando em consideração a utilização de um histograma de contraste de cada imagem (MOREIRA et al., 2012). O processo de limiarização seleciona os *pixels* da área de interesse, identificando, por meio de tons de cinza, as estruturas de maior e menor densidade e, dessa forma, torna o processo binarizado, ou seja, transforma as estruturas analisadas em uma escala de duas cores: branco e preto (OTSU, 1979; SAUVOLA; PIETAKSINEN, 2000; MOREIRA et al., 2012; KORFIATIS; TASSANI; MATSOPOULOS, 2017).

A seleção da área de interesse da imagem é realizada a partir de um limiar t da escala de intensidade de cinza (8 *bits*), onde os pixels com tons de cinza menores que t são considerados como pixels brancos, os pixels restantes, considerados como pixels pretos, pertencem ao fundo da imagem. Este mecanismo é pré-requisito para a identificação das estruturas e posterior análise quali e quantitativa das imagens, uma vez que não existe um limiar t único capaz de segmentar todos os tipos de imagens (OTSU, 1979; SAUVOLA; PIETAKSINEN, 2000; MOREIRA et al., 2012; KORFIATIS; TASSANI; MATSOPOULOS, 2017). O limiar t pode ser ajustado de forma automática pelo programa através do método automático de Otsu, ou determinado pelo operador, que identifica visualmente a estrutura e estabelece seus limites (OTSU, 1979; BERGMANS et al., 2001; SWAIN; XUE, 2009; SCHLADITZ, 2011; ALVES et al., 2016; BRASIL et al., 2017; LEONI et al., 2017).

Dessa forma, considerando que a TCFC tem sido cada vez mais utilizada como ferramenta auxiliar no diagnóstico, planejamento e protocolo de tratamento em Endodontia, torna-se importante avaliar a acurácia de parâmetros morfométricos bidimensionais obtidos em imagens geradas por diferentes aparelhos de TCFC, através da segmentação da imagem pelo processo de limiarização determinado pelo operador e pelo método automático de Otsu, tendo as imagens de microCT como padrão de referência.

Proposição

O presente estudo comparou a super e subestimação de parâmetros morfométricos bidimensionais (área, perímetro, circularidade, diâmetros maior e menor) de canais mesiais de molares inferiores em imagens obtidas por meio de tomografia computadorizada de feixe cônico, com equipamentos com diferentes especificações técnicas, através do processo de limiarização determinado pelo operador e pelo método automático de Otsu, tendo as imagens de microtomografia computadorizada limiarizadas pelo operador como padrão de referência.

Materiais e Métodos

Delineamento experimental

Para facilitar a compreensão do presente estudo, os procedimentos experimentais foram divididos em 4 partes, a saber:

- **Parte 1.** Seleção da amostra.
- **Parte 2.** Escaneamento dos espécimes e aquisição das imagens em microtomógrafo computadorizado (microCT) 1173 (SkyScan, Kontich, Bélgica) e em três tomógrafos computadorizados de feixe cônico (TCFC): 1. 3D Accuitomo 170 (J. Morita Corporation, Kyoto, Japão) (ACC), 2. NewTom 5G (NewTom, Verona, Itália) (N5G), e 4. NewTom VGi evo (NewTom, Verona, Itália) (NEVO).
- **Parte 3.** Registro das imagens de microCT e TCFC.
- **Parte 4.** Avaliação quantitativa das imagens.
- **Parte 5.** Análise estatística.

Parte 1. Seleção da amostra

Após aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo (CAAE nº 80666517.2.0000.5419) (Anexo 1), foram obtidos, no banco de dentes da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo, 30 molares inferiores humanos com rizogênese completa e ausência de carie, que foram mantidos em solução de timol a 0,1%, até o momento do experimento. Em seguida, os dentes foram lavados em água corrente por 24 horas e tiveram sua superfície radicular externa limpa por meio de raspagem com ultrassom (Profi II Ceramic, Dabi Atlante Ltda, Ribeirão Preto, SP, Brasil).

1.1 Exame microtomográfico preliminar

Os espécimes foram escaneados utilizando-se o microtomógrafo SkyScan modelo 1174 v.2 (50 kV, 800 mA) (SkyScan, Kontich, Bélgica) do Laboratório de Pesquisa em Endodontia do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP-USP). Para isso, uma porção de cera (Cera 7, Lyzanda, São Paulo, SP, Brasil) de aproximadamente 1 cm de altura foi posicionada no suporte metálico, fixado à mesa giratória no interior da câmara do microtomógrafo, e cada espécime foi individualmente inserido com sua porção coronária dentro da cera, o que possibilitou o posicionamento de forma perpendicular à fonte de radiação durante o escaneamento, reduzindo a possibilidade de distorção da imagem. Em seguida, no programa de controle SkyScan 1174 v2, após a confirmação do posicionamento do espécime com auxílio da ferramenta *Video Image*, deu-se início ao escaneamento utilizando os parâmetros de resolução isotrópica de 26,7 μm , 180° de rotação em torno do eixo vertical com passo de rotação de 1°, quantidade total de 1 quadro (*frame*), com filtro de alumínio de 0,5mm de espessura. As projeções bidimensionais das imagens geradas foram arquivadas no formato *Tagged Image File* (TIFF). Ao término do escaneamento, os dentes foram imersos em soro fisiológico e armazenados em estufa (37°C).

A etapa seguinte consistiu na reconstrução das secções axiais a partir das imagens das projeções angulares, por meio do algoritmo de reconstrução de feixe cônico de Feldkamp modificado, usando o programa NRecon v.1.6.6.0 (Buker-microCT, Kontich, Bélgica). Foi aplicada uma redução de artefatos em forma de anel (*Ring Artifact*) no valor de 5 (escala de 0-20), de endurecimento de feixe (*Beam Hardening*) no percentual de 40% (escala de 0-100%), de suavização (*Smoothing*) no valor de 3 (escala de 0-10) e com histograma de contraste variando de 0,003 (valor

mínimo) a 0,15 (valor máximo). As secções axiais reconstruídas foram salvas em formato *Bitmap* (BMP).

A partir das imagens reconstruídas no programa DataViewer v.1.5.4.0 - 64 bits. (Bruker-microCT, Kontich, Bélgica), foram avaliados e selecionados, da amostra inicial, dez molares inferiores que apresentaram raiz mesial com dois canais independentes, com presença de istmo, livre de nódulos pulpare e reabsorção interna e/ou externa. Por meio do programa ImageJ (U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA), avaliou-se o ângulo de curvatura segundo SCHNEIDER (1971), selecionando apenas dentes com canais radiculares com curvatura moderada (ângulo de curvatura entre 10° e 20°), que posteriormente foram identificados numericamente e inseridos, individualmente, em recipientes plásticos contendo 1 mL de soro fisiológico, e armazenados em estufa a 37°C, por 72 horas, visando sua reidratação.

Parte 2. Aquisição das imagens por meio do microCT e de TCFC

2.1 Escaneamento microtomográfico

Os espécimes selecionados foram escaneados em microtomógrafo SkyScan modelo 1173 (SkyScan, Kontich, Bélgica) na Bruker microCT, em Kontich na Bélgica. Previamente ao escaneamento, os espécimes foram protegidos com película de parafina e umedecidos com soro fisiológico para evitar a ocorrência de fraturas, devido ao aquecimento causado pelos raios X durante o processo de aquisição das imagens. As amostras foram inseridas em suporte de isopor tubular meia lua e o conjunto foi levado à cama de fibra de carbono no interior do microCT. A aquisição foi realizada com os parâmetros de 130 kV e 61 mA, 360° de rotação em torno do eixo vertical com passo de rotação de 0,4°, quantidade total de 4 quadros (*frames*) utilizando filtro de

bronze com 0,25 mm de espessura e tempo de escaneamento de uma hora e meia para cada amostra. As projeções bidimensionais das imagens geradas foram arquivadas no formato TIFF. Ao término do escaneamento, os espécimes foram novamente armazenados em estufa (37°C, 95% umidade relativa).

Assim como descrito anteriormente, a reconstrução das secções axiais, a partir das imagens obtidas após o escaneamento, foi realizada por meio do algoritmo de reconstrução de feixe cônico de Feldkamp modificado, usando o programa NRecon v1.6.6.0 (Bruker - microCT, Kontich, Bélgica). Sendo assim, foi aplicada redução de artefatos em forma de anel (*Ring Artifact*) no valor de 15 (escala de 0-20), de endurecimento de feixe (*Beam Hardening*) no percentual de 30% (escala de 0-100%), de suavização (*Smoothing*) no valor de 3 (escala de 0-10) e com histograma de contraste variando de 0,0 (valor mínimo) a 0,002 (valor máximo). As secções axiais reconstruídas foram salvas em formato BMP, que armazena as imagens pixel por pixel.

2.2 Escaneamento em TCFC

Para simular os tecidos duros e moles durante o processo de escaneamento em TCFC, previamente à aquisição das imagens, os dentes foram fixados em mandíbula humana revestida com uma mistura chamada Mix-D. A mistura (Tabela I) é composta por 304 g de parafina, 125 g de polietileno, 32 g de óxido de magnésio e 12 g de dióxido de titânio (OENNING et al., 2018).

Tabela I Composição química, com respectivas quantidades em gramas (g), para a manipulação da fórmula Mix-D

Composição química	Quantidade (gramas)
Cera de parafina	304
Polietileno	125
Óxido de magnésio	32
Dióxido de titânio	12

O preparo do Mix-D foi iniciado com mistura seca do dióxido de titânio, óxido de magnésio e parafina em panela pré-aquecida. Após o derretimento da parafina, o polietileno foi adicionado à mistura. Essa massa tem ponto de derretimento de 105°C, entretanto, a temperatura de manuseio deve ser em torno de 200°C a 240°C, que foi atingida após 20 minutos do início da manipulação. Ao atingir este ponto, a mistura foi aplicada em finas camadas em toda a superfície da mandíbula humana. (Figura 1).

Figura 1. Mandíbula humana revestida com a mistura mix-D para simulação de tecidos duros e moles na imagem de TCFC.

Em seguida, cada espécime foi escaneado utilizando-se os seguintes tomógrafos: 1. 3D Accuitomo 170 (J. Morita Corporation, Kyoto, Japão), 2. NewTom 5G (NewTom, Verona, Itália) e 3. NewTom VGi evo (NewTom, Verona, Itália). Os parâmetros de escaneamento foram padronizados (Tabela II), utilizando sempre a função "Alta resolução (*High Resolution*)", de acordo com a especificação de cada equipamento.

Os parâmetros relacionados à corrente, voltagem, FOV, *voxel*, exposição, filtro, rotação e resolução dos diferentes equipamentos estão listados na tabela II.

Tabela II. Parâmetros utilizados para o escaneamento em microCT e em TCFC

	microCT 1173	3D Accuitomo 170	NewTom 5G	NewTom VGi evo
Corrente	61 μ A	5 mA	4.41 mA	3 mA
Voltagem	130 KVp	90 KVp	110 KVp	110 KVp
FOV	-	4X4	6X6	5X5
Voxel	0.012 mm ³	0,08 mm ³	0,1 mm ³	0,1 mm ³
Exposição	1100 ms	30,8 s	7,3 s	7,3 s
Filtro	Bronze 0,2mm	-	-	-
Rotação	0,2	-	-	-
Resolução	HR	HR	HR	HR

Parte 3. Registro das imagens de microCT e TCFC

O programa MeVisLab (MeVis Medical Solutions AG, Bremen, Alemanha) foi utilizado para a realização dos registros das imagens, desta maneira, as amostras escaneadas nos TCFCs geraram sequência de arquivos em DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). Em seguida, utilizou-se a plataforma “*Dicom Import*” no MeVisLab, com a função de armazenar as informações em DICOM juntamente com um arquivo TIFF paginado em um par de arquivos DICOM/TIFF. Já as imagens microtomográficas obtidas no formato BMP após a reconstrução pelo programa NRecon, descrito anteriormente, foram visualizadas utilizando a plataforma “*MicroCTImport*” (KU Leuven, Leuven, Bélgica), e convertidas em formato DICOM/TIFF, compatível com o programa MeVisLab.

Para o registro das imagens, todas deveriam estar na mesma direção e posição em relação aos três eixos. Dessa forma, após a conversão de todas as imagens obtidas por microCT e pelos TCFCs no formato DICOM/TIFF, utilizou-se a plataforma *View*, para a verificação da direção e posição nos eixos axial, sagital e transversal (X, Y e Z). Quando necessário, a plataforma “*OrthoSwapFlip*” no programa MeVisLab era ativada e a permutação das coordenadas era realizada pelo módulo, permitindo a igualdade na direção e posicionamento das imagens. A navegação pelas imagens

permitiu a correção dos três eixos (axial, sagital e transversal) das imagens sendo arquivadas como imagens “*Output-Flipped*” ainda no formato DICOM/TIFF.

Após a correção da orientação das imagens, foi realizado o registro pelo operador utilizando os módulos “*RegistrationManual1*” e “*RegistrationManual2*”, do programa MeVisLab, conectados respectivamente às plataformas “*LoadImage1*” e “*LoadImage2*”. As imagens de microCT, consideradas “imagens base”, que permaneceram inalteradas, foram abertas no módulo “*LoadImage1*” e as imagens de TCFC, consideradas “imagens ajustáveis”, que foram alteradas em sua posição e direção, foram abertas no módulo “*LoadImage2*”. A partir da visualização concomitante dos dois módulos (Figura 2), o registro foi realizado por um profissional calibrado e com experiência neste programa, até que as imagens geradas pelo TCFC, em cada um dos três equipamentos, estivessem sobrepostas às imagens de microCT em relação aos três eixos. Essas imagens foram armazenadas na plataforma “*Realizado pelo operadorregistration*”, no formato DICOM/TIFF.

Figura 2. Programa MeVisLab (MeVis Medical Solutions AG, Bremen, Alemanha) mostrando em (A) imagens antes do registro, e em (B) imagens sobrepostas após registro, realizado no Laboratório do OMFS Impath Research Group da Katholieke Universiteit Leuven, Bélgica.

Posteriormente ao registro realizado pelo operador, no mesmo programa utilizou-se a plataforma “*ROISelect*” para a seleção da região de interesse (ROI) das imagens (Figura 3). Desta maneira, cada imagem de microCT foi aberta no módulo “*ROISelect*”, e determinado o ROI. Em seguida, o ROI foi salvo e utilizado para cada imagem do TCFC da mesma amostra, e as novas imagens com o ROI selecionado (microCT e TCFC) foram salvas e armazenadas como arquivo “*ROIselected*”, no formato DICOM/TIFF.

Figura 3. Plataforma “*ROISelect*”, do Programa MeVisLab (MeVis Medical Solutions AG, Bremen, Alemanha) mostrando a seleção do ROI das imagens obtidas por **(A)** microCT, **(B)** TCFC Accutomo, **(C)** TCFC NewTom 5G e **(D)** TCFC NewTom VGi evo, realizadas no Laboratório do *OMFS Impath Research Group* da Katholieke Universiteit Leuven, Bélgica.

Após a seleção do ROI, deu-se início ao registro automático das imagens no programa “*MTMScaffoldStrain*” (KU Leuven, Bélgica). Esse programa consiste em duas janelas, “*Image0*” e “*Image1*”, em que para a posição da “*Image0*”, selecionou-se a imagem do microCT localizada no arquivo “*ROISelected*”, em formato DICOM/TIFF e para a posição “*Image1*”, foi selecionada a respectiva imagem do TCFC também salva no arquivo “*ROISelected*”. Em seguida, a partir da visualização das duas imagens na tela do programa, o registro automático foi iniciado selecionando

os seguintes parâmetros: otimizador *Adaptive Stochastic Gradient Descent*, transformador *Euler Transform*, medida *Advanced Mattes Realizado pelo operador Information*, espaçamento de grade final em unidades físicas no valor de 16, números de resoluções de 4, número máximo de interações de 25 e a função *Random* como exemplar de imagem. Após a finalização do registro automático, que teve duração média de 20 minutos para cada imagem, esses registros foram armazenados no arquivo “*Automaticregistration*”, em formato DICOM/TIFF.

Parte 4. Avaliação quantitativa das imagens

4.1 Análise quantitativa

A análise quantitativa dos parâmetros bidimensionais (área, perímetro, circularidade, diâmetro maior e diâmetro menor) dos canais radiculares foi realizada, por meio do programa CTAn v.1.18.4.0+ (SkyScan, Kontich, Bélgica), por dois avaliadores experientes em momentos distintos, respeitando um intervalo de 7 dias entre as avaliações, seguindo o protocolo experimental.

Após o registro automático das imagens, foi necessária a conversão das imagens armazenadas nos arquivos “*ROI/Selected*” e “*Automaticregistration*” para o formato BMP, com auxílio do programa 3DToCtan (KU Leuven, Bélgica).

Foi analisada uma sequência de três cortes axiais por terço. O corte cervical foi determinado pelo início da junção cimento-esmalte, o apical determinado pelo forame apical e o médio pela média da distância entre o terço cervical e apical. Cada corte analisado teve seu número de referência anotado em uma tabela, de forma que fosse correspondente para todos os equipamentos.

4.1.1. Limiarização determinada pelo operador

O primeiro passo consistiu na segmentação da imagem (Figura 4A) por meio da técnica de limiarização ou *threshold* realizado pelo operador (Figura 4B), na qual a segmentação dos valores de cinza foi obtida de forma interativa pelos operadores (Figura 4C), separando-se os segmentos que corresponderiam à dentina e ao canal radicular. Neste processo foi possível dividir a imagem em regiões, reconhecendo-as como objetos independentes uns dos outros e do fundo.

Figura 4. Processo de limiarização determinado pelo operador utilizando o programa CTAn v.1.18.4.0+ (SkyScan, Kontich, Bélgica) do Laboratório de Pesquisa em Endodontia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP. Em que se observa na figura (A) Imagem axial do tomógrafo NewTom VGi evo. (B) Seleção da área de interesse. (C) Determinação do limiar t (128) que melhor corresponde à área de interesse. (D) Visualização da imagem binarizada. (E) Imagem binarizada após os procedimentos de pós-processamento. (F) Obtenção dos parâmetros morfométricos bi-dimensionais através do *plug-in Individual Object Analysis (2D space)*.

Obteve-se, assim, a imagem binária na qual os *pixels* pretos representaram o fundo e as regiões de *pixels* brancos, os objetos da análise (Figura 4D). O segundo passo consistiu na execução de uma rotina computacional (macros) com a ferramenta *Custom Processing*. Foi adicionado o *plug-in morphological operations* visando à

remoção de nódulos de calcificação que afetariam a análise quantitativa do canal radicular. Também foi necessária a utilização de operações *bitwise* possibilitando que operações booleanas ou lógicas pudessem ser aplicadas entre o conjunto de dados selecionado (objeto binarizado) e a região de interesse (ROI) definida. No presente estudo, estas operações visaram inicialmente definir o contorno da ROI como sendo igual ao contorno do objeto binarizado. Posteriormente, por meio da eliminação da imagem da dentina binarizada, obteve-se a imagem representativa do canal radicular (Figura 4E).

A aplicação de procedimentos de pós-processamento é necessária a fim de corrigir as imagens binarizadas resultantes do processo de segmentação. No presente estudo, algumas partículas espúrias de fundo foram eliminadas através do *plug-in Despeckle*, permitindo a supressão de objetos em um intervalo de tamanho especificado, não relacionados ao canal principal. A seguir, por meio do *plug-in Individual Object Analysis (2D space)*, foram obtidos dados referentes aos parâmetros bidimensionais de área (mm^2), perímetro (mm), circularidade (mm), diâmetro maior (mm) e diâmetro menor (mm) das secções axiais dos canais radiculares, em três níveis para cada terço radicular, totalizando nove medidas para cada espécime (Figura 4F).

4.1.2 Limiarização automática pelo método de Otsu

Para a limiarização determinada pelo programa, foi utilizada a ferramenta “*automatic threshold*” (Figura 5C) do programa CTAn v.1.18.4.0 (SkyScan, Kontich, Bélgica) na qual a segmentação dos valores de cinza foi obtida através do método de Otsu. Os demais passos experimentais foram realizados da mesma forma da

segmentação realizado pelo operador.

Figura 5. Processo de limiarização automática pelo método de *Otsu* utilizando o programa CTAn v.1.18.4.0+ (SkyScan, Kontich, Bélgica) do Laboratório de Pesquisa em Endodontia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP. Em que se observa na figura (A) Imagem axial do tomógrafo NewTom VGi evo. (B) Seleção da área de interesse. (C) Determinação do limiar t (137) utilizando a ferramenta *Automatic Thresholding*. (D) Visualização da imagem binarizada. (E) Imagem binarizada após os procedimentos de pós-processamento. (F) Obtenção dos parâmetros morfométricos bi-dimensionais através do *plug-in Individual Object Analysis (2D space)*.

4.2 Avaliação da Acurácia

A acurácia da medida dos parâmetros de área, perímetro, circularidade, diâmetros maior e menor foi determinada através do cálculo do Erro Absoluto (EA) e através da Porcentagem de Erro Absoluto (PEA), para isso foi considerado como controle a medida das imagens do microCT obtidas através do método de *limiarização* realizado pelo operador. O EA foi calculado segundo a fórmula $EA = x_0 - x$ (x_0 equivale à média do valor do parâmetro e x a média das medidas controle). A PEA foi calculada de acordo com a fórmula $PEA = 100 \times \frac{EA}{x}$ onde o resultado é expresso em porcentagem. Valores positivos de EA ou PEA significam uma superestimação de

medidas, valores negativos significam uma subestimação de medidas e valores próximos a 0 significam uma boa acurácia.

Parte 5. Análise estatística

O teste de Fleiss' Kappa foi realizado para verificar a concordância inter e intra-avaliadores. Os dados quantitativos de área, perímetro, circularidade, diâmetro maior e diâmetro menor apresentaram distribuição normal (teste de Shapiro-Wilk). Dessa forma, foi calculado o erro absoluto em valores médios e desvio padrão. Em seguida foi realizado o teste de análise de variância de 1 fator (ANOVA) para comparação entre os métodos de limiarização realizado pelo operador e automático de Otsu. Para estabelecer a acurácia entre os equipamentos de TCFC foi calculada a porcentagem de erro absoluto de cada parâmetro tendo como valor de referência as medidas de microCT utilizando a limiarização delimitada pelo operador.

Resultados

Análise da concordância inter e intra-avaliadores

Os resultados do teste de Fleiss' Kappa para a concordância inter e intra-avaliadores, em relação aos parâmetros avaliados através do método de limiarização realizado pelo operador estão apresentados nas tabelas III e IV respectivamente. Todos os parâmetros avaliados apresentaram valores maiores que 0,61, representando concordância substancial (LANDIS; KOCH,1977). Os maiores valores de concordância foram observados para os parâmetros avaliados no microCT ($p < 0,05$), sendo que para a análise de concordância intra-avaliadores foram encontrados valores maiores que 0,8 sendo classificados como concordância perfeita.

Tabela III. Resultados do teste de Fleiss' Kappa para a concordância inter-avaliadores em relação aos parâmetros bidimensionais avaliados.

Aparelhos	Parâmetros				
	Área	Perímetro	Circularidade	Diâmetro Maior	Diâmetro Menor
MicroCT	0,82	0,76	0,85	0,79	0,72
3D Accuitomo 170	0,63	0,61	0,62	0,68	0,61
NewTom 5G	0,65	0,64	0,63	0,7	0,62
NewTom VGi evo	0,61	0,67	0,62	0,63	0,67

Tabela IV. Resultados do teste de Fleiss' Kappa para a concordância intra-avaliadores em relação aos parâmetros bidimensionais avaliados.

Aparelhos	Parâmetros				
	Área	Perímetro	Circularidade	Diâmetro Maior	Diâmetro Menor
MicroCT	0,91	0,89	0,87	0,86	0,88
3D Accuitomo 170	0,71	0,69	0,8	0,73	0,7
NewTom 5G	0,68	0,62	0,61	0,72	0,61
NewTom VGi evo	0,67	0,64	0,73	0,68	0,78

Avaliação do método de limiarização

Após verificação da distribuição normal dos dados ($p > 0,05$), a avaliação dos métodos de limiarização para obtenção dos valores de área, perímetro, circularidade, diâmetros maior e menor foi realizada através da comparação do Erro Absoluto (EA), tendo como referência as medidas das imagens de microCT obtidas através do método de limiarização realizadas pelo operador.

Em relação aos parâmetros de área, perímetro e diâmetro menor (Tabela V, VI e VII), observaram-se diferenças entre os valores obtidos por meio dos dois métodos de limiarização: realizado pelo operador e automático de Otsu para todos os equipamentos de TCFC ($p < 0,0001$), de forma que os menores valores de EA foram observados para o método realizado pelo operador, sem diferença estatística entre as medidas e os diferentes TCFCs ($p > 0,05$).

Tabela V. Médias e desvios padrões do EA de cada TCFC, obtidos pelos métodos de limiarização: realizado pelo operador e automático de Otsu para o parâmetro de área.

	3D Accuitomo 170	NewTom 5G	NewTom VGi evo
Realizado pelo operador	0,07±0,39 ^{Aa}	0,2±0,37 ^{Aa}	0,16±0,43 ^{Aa}
Automática de Otsu	1,27±0,9 ^{Ba}	0,94±0,56 ^{Ba}	0,85±0,47 ^{Ba}

*Letras maiúsculas diferentes na coluna significam diferença estatística entre os métodos, letras minúsculas diferentes na linha significam diferença estatística entre os aparelhos ($p < 0,05$).

Tabela VI. Médias e desvios padrões do EA de cada TCFC, obtidos pelos métodos de limiarização: realizado pelo operador e automático de Otsu para o parâmetro de perímetro.

	3D Accuitomo 170	NewTom 5G	NewTom VGi evo
Realizado pelo operador	-0,38±0,35 ^{Ba}	-0,17±0,26 ^{Ba}	-0,3±0,23 ^{Ba}
Automática de Otsu	0,06±0,3 ^{Aa}	0,01±0,26 ^{Aa}	-0,08±0,18 ^{Aa}

*Letras maiúsculas diferentes na coluna significam diferença estatística entre os métodos, letras minúsculas diferentes na linha significam diferença estatística entre os aparelhos ($p < 0,05$).

Tabela VII. Médias e desvios padrões do EA de cada TCFC, obtidos pelos métodos de limiarização: realizado pelo operador e automático de Otsu para o parâmetro de diâmetro menor.

	3D Accuitomo 170	NewTom 5G	NewTom VGi evo
Realizado pelo operador	0,05±0,3 ^{Aa}	0,18±0,3 ^{Ba}	0,16±0,29 ^{Aa}
Automática de Otsu	0,64±0,6 ^{Ba}	0,57±0,42 ^{Aa}	0,59±0,4 ^{Ba}

*Letras maiúsculas diferentes na coluna significam diferença estatística entre os métodos, letras minúsculas diferentes na linha significam diferença estatística entre os aparelhos ($p < 0,05$).

Já para os parâmetros de circularidade e diâmetro maior (Tabela VIII, IX), não foi possível observar diferença entre os valores obtidos pelo método de limiarização delimitado pelo operador e o método automático de Otsu e entre os TCFCs ($p > 0,05$).

Tabela VIII. Médias e desvios padrões EA de cada TCFC, obtidos pelos métodos de limiarização: realizado pelo operador e automático de Otsu para o parâmetro de circularidade.

	3D Accuitomo 170	NewTom 5G	NewTom VGi evo
Realizado pelo operador	1,42±2,19 ^{Aa}	0,68±0,63 ^{Aa}	1,02±0,69 ^{Aa}
Automática de Otsu	0,93±0,74 ^{Aa}	0,75±0,59 ^{Aa}	1,02±0,74 ^{Aa}

*Letras maiúsculas diferentes na coluna significam diferença estatística entre os métodos, letras minúsculas na linha diferentes significam diferença estatística entre os aparelhos ($p < 0,05$).

Tabela IX. Médias e desvios padrões do EA de cada TCFC, obtidos pelos métodos de limiarização: realizado pelo operador e automático de Otsu para o parâmetro de diâmetro maior.

	3D Accuitomo 170	NewTom 5G	NewTom VGi evo
Realizado pelo operador	0,12±0,85 ^{Aa}	-0,09±0,28 ^{Aa}	-0,21±0,29 ^{Aa}
Automática de Otsu	0,17±0,37 ^{Aa}	0,15±0,52 ^{Aa}	-0,04±0,36 ^{Aa}

*Letras maiúsculas diferentes na coluna significam diferença estatística entre os métodos, letras minúsculas na linha diferentes significam diferença estatística entre os aparelhos ($p < 0,05$).

Avaliação da acurácia

A avaliação da acurácia da medida dos parâmetros de área, perímetro, circularidade, diâmetros maior e menor foi realizada através da porcentagem de erro absoluto (PEA), tendo como referência as medidas realizadas através da limiarização realizada pelo operador das imagens obtidas pelo microCT.

Destaca-se que os parâmetros de área e diâmetro menor apresentaram os maiores valores de PEA quando utilizado o método de limiarização automática de Otsu em todos os TCFCs avaliados, evidenciando a superestimação desses parâmetros (Tabela X). Porém, quando avaliada a medida do perímetro utilizando o método de limiarização realizado pelo operador, este evidenciou subestimação dos valores (Tabela X). Cabe salientar que os valores de circularidade, independentemente do método de limiarização utilizado, apresentou superestimação de valores para todos TCFCs (Tabela X).

Tabela X. Comparação da PEA obtida pelos métodos de limiarização: realizado pelo operador e automático de Otsu para cada parâmetro avaliado.

	ACC		N5G		NEVO	
	Realizado pelo operador	Automática de Otsu	Realizado pelo operador	Automática de Otsu	Realizado pelo operador	Automática de Otsu
Área	-19%	128%	20%	95%	16%	85%
Perímetro	-38%	7%	-17%	2%	-30%	-9%
Circularidade	143%	93%	69%	76%	102%	102%
Diâmetro Maior	13%	17%	-9%	15%	-22%	-4%
Diâmetro Menor	6%	65%	19%	57%	16%	59%

***D**iscussão*

A utilização da TCFC como exame complementar de diagnóstico por imagem no planejamento e acompanhamento do tratamento endodôntico tem sido cada vez mais frequente (DOMARK et al., 2013; PATEL et al., 2014; ESTRELA et al., 2015; PATEL; MANNOCCI; PATEL, 2016; MAMEDE-NETO et al., 2017; ORDINOLA-ZAPATA et al., 2017; ESTRELA et al., 2018; FOX et al., 2018; PAUWELS, 2018; QUEIROZ; SANTAELLA; GROPPPO et al., 2018; VASCONCELOS et al., 2018), impulsionando a realização de novas pesquisas para avaliação da anatomia (ESTRELA et al., 2015; STUDEBAKER et al., 2018), do preparo (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC; 2006) e da obturação do sistema de canais radiculares (CELIK TEN et al., 2017), por meio da análise quali-quantitativa de parâmetros morfométricos bidimensionais (área, perímetro, circularidade, diâmetros maior e menor, centroides, porosidade) e tridimensionais (volume, área de superfície e SMI). Entretanto, destaca-se que este recurso imaginológico pode apresentar limitações como a presença de artefatos que levam a distorções das imagens, quando comparadas às estruturas reais (SCHULZE et al., 2011; FLORES-MIR et al., 2014; DARBY et al., 2015; YUAN et al., 2016; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018). Nesse sentido, torna-se importante identificar como as distorções de super ou subestimação das imagens obtidas em diferentes equipamentos de TCFCs, com especificações técnicas variadas, podem influenciar na avaliação dos parâmetros morfométricos bidimensionais dos canais radiculares.

Em relação à metodologia desenvolvida no presente estudo, com o objetivo de reproduzir a realidade clínica e simular a densidade de tecidos moles e duros durante os escaneamentos de TCFC, os dentes foram inseridos em alvéolo de mandíbula humana revestida com mistura de parafina, polietileno, óxido de magnésio e dióxido de titânio (Mix-D) (BRAND; KUBA; BRAUNREITER, 1989; LAMIRA, 2018; MAZZI-

CHAVES, 2018; OENNING et al., 2018). Apesar de a literatura demonstrar que a água pode ser utilizada como simulador de tecidos moles (SOARES et al., 2011; GONCALVES et al., 2014; MELLARA et al., 2014; SANTIN et al., 2015; MARTINS et al., 2016; YAMIN et al., 2018), torna-se difícil controlar e determinar o volume exato de água ao redor da amostra, impossibilitando a formação dos contornos naturais dos tecidos moles, podendo alterar a qualidade final do exame, interferindo na avaliação dos resultados (BRAND; KUBA; BRAUNREITER, 1989; OLIVEIRA et al., 2014; OENNING et al., 2018).

Neste trabalho, o Mix-D permitiu a aplicação controlada e homogênea, em torno de 2 milímetros de espessura correspondente ao tecido gengival, e reproduzindo efeito semelhante na absorção dos raios X, uma vez que essa mistura possui número atômico (Z: 7,47) semelhante aos tecidos moles (Z: 7,33) (BRAND; KUBA; BRAUNREITER, 1989; LAMIRA, 2018; MAZZI-CHAVES, 2018; OENNING et al., 2018).

Após a aquisição e reconstrução dos volumes, foi realizado o registro das imagens, alinhando as imagens obtidas nos diferentes aparelhos em uma mesma posição espacial, em relação aos eixos X, Y e Z, permitindo a avaliação real e fidedigna do mesmo ponto determinado nas imagens dos diferentes aparelhos, garantindo a sensibilidade do método de análise (MELO et al., 2013; LAMIRA, 2018; VASCONCELOS et al., 2018).

Ainda em relação à metodologia, a limiarização delimitada pelo operador foi realizada através de análise subjetiva, onde foi possível separar as estruturas de interesse de acordo com visualização das imagens binarizadas. Destaca-se que neste estudo dois examinadores calibrados, especialistas em Endodontia com experiência em interpretação de imagens tomográficas, avaliaram as reconstruções axiais dos

volumes adquiridos em TCFC e em microCT, de forma randomizada, independente e aleatória. As avaliações foram realizadas em sala escura, com tela de alta resolução, contraste e nitidez ajustados, a fim de permitir melhor visualização das imagens, o que possivelmente contribuiu para a obtenção de valores de concordância substancial ($k > 0,61$) em comparação com estudos que mostram valores baixos ou ausência de concordância inter e intra-avaliador (HASSAN et al., 2009; HASSAN et al., 2012; VASCONCELOS et al., 2015; RABELO et al., 2017; FOX et al., 2018).

No presente estudo, a avaliação entre os métodos de limiarização, delimitada pelo operador e automático de Otsu, foi determinada através da comparação das médias do erro absoluto (EA) de cada parâmetro, em relação à medida controle, obtida das imagens de microCT através do método de limiarização realizado pelo operador. Segundo LUDLOW et al. (2007) e DAMSTRA et al. (2010), a comparação das médias do erro absoluto tem sido utilizada para avaliação da acurácia de medidas lineares em imagens obtidas por TCFC, fornecendo valores de super ou subestimação em relação aos valores reais do objeto em análise.

Em relação aos resultados, observa-se que o método de limiarização determinada pelo operador apresentou os menores valores de EA para os parâmetros de área, perímetro e diâmetro menor quando comparado com o método automático de Otsu. Este método permitiu que os avaliadores determinassem, a partir de ferramentas específicas (*Measure tool*) do programa de análise, a estrutura avaliada, e somado ao conhecimento da anatomia e morfologia dos canais radiculares, interferiu de forma direta no controle e exatidão do processo de segmentação durante a limiarização, ocasionando os menores valores de erro absoluto. Por outro lado, os valores encontrados pela limiarização automática de Otsu podem estar relacionados à resolução de contraste de cada aparelho de TCFC avaliado, uma vez que neste

método a delimitação e distinção dos objetos de diferentes densidades ocorrem de forma automática, levando em consideração o contraste e a média dos tons de cinza da imagem (OTSU, 1979; SAUVOLA; PIETAKSINEN, 2000; MOREIRA et al., 2012; KORFIATIS; TASSANI; MATSOPOULOS, 2017). Entretanto, as especificações da configuração geométrica dos TCFCs resultam em quantidade maior de radiação dispersa detectada, o que leva à redução significativa do contraste em qualquer TCFC quando comparado à microCT (JACOBS, 2011; PAUWELS et al., 2012; NEMTOI et al., 2013; MARET et al., 2014; MICHETTI et al., 2015; PAUWELS, 2018) levando a sub ou superestimação dos valores encontrados.

Já para os valores de circularidade e diâmetro maior, não houve diferença entre os métodos avaliados, o que pode ser explicado pelas maiores dimensões lineares destes parâmetros, que facilitam a identificação e delimitação das estruturas, dentina e canal radicular, tanto pelo operador quanto pelo método automatizado, que determina a estrutura avaliada pela média dos tons de cinza, mesmo diante de imagens de TCFC com baixa resolução, o que corrobora com os resultados de LAMIRA (2018), que observou maior concordância entre o microCT e os TCFCs no diagnóstico e determinação de canais mesiais de molares inferiores com istmos amplos e volumosos, como os tipos IV e V (HSU; KIM, 1997), quando comparado aos istmos mais estreitos (tipos II e III), em que houve menor concordância entre os TCFCs e o microCT.

A literatura evidencia que os trabalhos que avaliam a anatomia, o preparo biomecânico e a obturação dos canais radiculares em exames microtomográficos, se baseiam na utilização de métodos de limiarização determinado pelo operador (LLOYD et al., 2014; STAVILECI et al., 2015) sendo que apenas QUEIROZ et al. (2017) compararam os dois métodos, e observaram não haver diferenças entre os mesmos

na avaliação de parâmetros tridimensionais, enquanto que o presente estudo evidenciou diferenças entre os métodos para avaliação de parâmetros bidimensionais. Destaca-se ainda que os trabalhos de LLOYD et al. (2014) e STAVILECI et al. (2015) não apresentam a descrição do método utilizado para a limiarização determinado pelo operador.

Quando avaliada a acurácia da medida dos parâmetros bidimensionais do canal radicular, os resultados evidenciaram que todos os parâmetros avaliados apresentaram super ou subestimação de valores para todos os TCFCs, independentemente do método de limiarização utilizado, uma vez que as medidas dos parâmetros de área, circularidade, perímetro, diâmetro maior e diâmetro menor são precisas e pequenas variações no limite de limiarização pode resultar em aumento significativo da porcentagem de erro absoluto (PEA). Este fato, pode ser atribuído aos maiores tamanhos de *voxels* dos TCFCs que variaram de 0,08 a 0,1 mm, associado aos menores valores de parâmetros enérgicos de voltagem (90 e 110 kVp) e corrente elétrica (entre 3 e 5 mAs), bem como pelos diferentes FOVs (NEMTOI et al., 2013; MARET et al., 2014; MICHETTI et al., 2015), que levam à formação de imagens de baixa qualidade (MARET et al., 2012; SPIN-NETO; GOTFREDSEN; WENZEL, 2013), quando comparados à microCT em que o tamanho de *voxel* utilizado foi de 0,01 mm, com 130 kVp e 61 mAs (NEMTOI et al., 2013; MARET et al., 2014; MICHETTI et al., 2015).

Destaca-se que o aumento da kVp ou mA, aumentam a dose de radiação para o paciente, sendo que o aumento do kVp tem efeito mais acentuado na dose de radiação quando comparado ao aumento da mA (NEMTOI et al., 2013; MARET et al., 2014; MICHETTI et al., 2015). O aumento do kVp resulta, não apenas em um maior número de raios X por unidade de tempo, mas também aumenta sua energia,

interferindo na capacidade de penetração desses raios. Dessa forma, quando há necessidade de se obter uma imagem de alta qualidade, como em casos de diagnóstico e planejamento de tratamento endodôntico em dentes com desafios anatômicos, torna-se válido aumentar a mAs e reduzir o FOV, previamente ao aumento da kVp, com o intuito de diminuir as doses de radiação a que o paciente será exposto (JACOBS, 2011; PAUWELS et al., 2012; NEMTOI et al., 2013; MARET et al., 2014; MICHETTI et al., 2015; PAUWELS, 2018).

A análise da porcentagem de erro absoluto (PEA) para os parâmetros de circularidade e diâmetro menor mostrou a superestimação dos valores obtidos independente dos TCFCs avaliados. Entretanto, quando avaliado a área, perímetro e diâmetro maior observou-se a maior ocorrência de subestimação de valores pelo método de limiarização determinado pelo operador. Essas discrepâncias entre os valores de sub e superestimação podem estar relacionadas à baixa resolução dos TCFCs (JACOBS, 2011; PAUWELS et al., 2012; NEMTOI et al., 2013; MARET et al., 2014; MICHETTI et al., 2015; PAUWELS, 2018), quando comparado ao microCT, influenciando diretamente a nitidez e definição de pequenas estruturas, especialmente na delimitação das bordas das estruturas avaliadas. Somado a isso, sugere-se que o método de limiarização determinado pelo operador, levou a obtenção de dados mais fidedignos, uma vez que a experiência dos avaliadores em manipulação das imagens de TCFC influenciou diretamente na delimitação das estruturas durante o processo de análise.

Ainda, todos os TCFCs avaliados apresentam o mesmo tipo de detector, *flat panel detector*, que propõe eliminar a necessidade de processos de compensação para correção de discrepâncias e erros antes da reconstrução e ainda produzir escalas de cinza de forma precisa, melhorando o contraste (BARRETT; KEAT, 2004;

SCARFE; FARMAN, 2008; SCHULZE et al., 2011; METSKA et al., 2012; ESMAEILI; JOHARI; HADDADI, 2013; PATEL et al., 2015; SUOMALAINEN; ESMAEILI; ROBINSON, 2015; TANG et al., 2018). Entretanto, este fator parece não ter influenciado, uma vez que os resultados observados não tiveram um padrão e apresentaram alta porcentagem de erro absoluto.

Apesar das particularidades de cada equipamento de TCFC, existem ainda diferenças entre os algoritmos de reconstrução utilizados, influenciando diretamente na quantidade de artefatos produzidos. Entretanto, essas informações são mantidas em sigilo por parte dos fabricantes, dificultando o entendimento da utilização, em cada equipamento, de alguma sequência para reduzir os artefatos e se os resultados obtidos após este processo são reais (SCHULZE et al., 2011; DECURCIO et al., 2012; CELIKTEN et al., 2017; ESTRELA et al., 2018; FAKHAR et al., 2018; FONTENELE et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; FREITAS et al., 2018; TANG et al., 2018; VASCONCELOS et al., 2018).

Os resultados obtidos no presente estudo evidenciam que os artefatos de distorção, caracterizados pela super ou subestimação das estruturas avaliadas nas imagens de TCFC, produzidos pela radiação X policromática, são intrínsecos aos processos de escaneamento e reconstrução, e que sua ocorrência pode prejudicar a análise quali-quantitativa, bem como influenciar de forma negativa o processo de diagnóstico clínico em Endodontia (PATEL et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2015; ESTRELA et al., 2018; FONTENELE et al., 2018; FOX et al., 2018; TANG et al., 2018; VASCONCELOS et al., 2018), uma vez que impossibilitam a delimitação exata da forma original das estruturas avaliadas (SCHULZE et al., 2011; DECURCIO et al., 2012; BRITO et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CODARI et al., 2017; GAETA-ARAUJO et al., 2017; VERSIANI et al., 2018). Nesse sentido, pode-se inferir que a

sub ou superestimação das estruturas dificultam a interpretação das imagens de TCFC, levando a análises inconclusivas, podendo mascarar ou influenciar o diagnóstico de fraturas e perfurações (NAGARAJAPPA; DWIVEDI; TIWARI, 2015; CODARI et al., 2017; BUENO; ESTRELA, 2018; VASCONCELOS et al., 2018; VERSIANI et al., 2018), de variações anatômicas como istmos, canais acessórios e laterais (VIZZOTTO et al., 2013; VASCONCELOS et al., 2015), bem como de sub ou sobreobturação, levando muitas vezes à realização de erros nos planejamentos e protocolos de tratamento (COSTA et al., 2012; HASSAN et al., 2012; MELO et al., 2013; VIZZOTTO et al., 2013; BRITO et al., 2014; NAGARAJAPPA; DWIVEDI; TIWARI, 2015; CODARI et al., 2017; HUANG et al., 2017; BUENO; ESTRELA, 2018; VASCONCELOS et al., 2018; VERSIANI et al., 2018).

Dessa forma, a indicação do uso de TCFC para avaliação dos parâmetros de área, perímetro, circularidade, diâmetro maior e menor dos canais radiculares deve ser vista com cautela, uma vez que apresentaram valores significativos de super ou subestimação. Espera-se que no futuro, a partir das pesquisas e avanços tecnológicos, os programas de reconstrução e análise de imagens tomográficas possam suprir essas limitações para que, baseado nos princípios de ALADA (“As low as diagnostically reasonably acceptable” – tão baixo quanto diagnosticamente aceitável) que propõe que a indicação da TCFC deve ser devidamente justificada e os benefícios superiores aos potenciais danos, o endodontista tenha segurança em indicar exames por TCFC, reconhecer suas limitações, bem como extrair a maior quantidade de informações fornecidas nas diferentes reconstruções, aumentando a previsibilidade do diagnóstico e do prognóstico do tratamento endodôntico.

Conclusão

Com base na metodologia empregada e nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. A limiarização determinada pelo operador é mais precisa que a determinada pelo método automático de Otsu para avaliação dos parâmetros morfométricos bidimensionais nas imagens de TCFC.
2. Os valores dos parâmetros de área, perímetro e diâmetro menor apresentaram diferença entre o método de limiarização determinado pelo operador e o automático de Otsu para todos os aparelhos de TCFC.
3. Os parâmetros de área, circularidade e diâmetro menor apresentaram superestimação, enquanto o perímetro evidenciou subestimação de valores. .
4. A super e subestimação dos parâmetros morfométricos bidimensionais foram influenciadas diretamente pelas configurações técnicas de mAs, kVp, FOV e voxel dos TCFCs.

Referências

- ALVES, F. R.; ANDRADE-JUNIOR, C. V.; MARCELIANO-ALVES, M. F.; PEREZ, A. R.; ROCAS, I. N.; VERSIANI, M. A.; SOUSA-NETO, M. D.; PROVENZANO, J. C.; SIQUEIRA, J. F., JR. Adjunctive Steps for Disinfection of the Mandibular Molar Root Canal System: A Correlative Bacteriologic, Micro-Computed Tomography, and Cryopulverization Approach. **J. Endod.**, v. 42, n. 11, p. 1667-1672, 2016.
- AMINOSHARIAE, A.; KULILD, J. C.; SYED, A. Cone-beam Computed Tomography Compared with Intraoral Radiographic Lesions in Endodontic Outcome Studies: A Systematic Review. **J. Endod.**, v. 44, n. 11, p. 1626-1631, 2018.
- BARRETT, J. F.; KEAT, N. Artifacts in CT: Recognition and avoidance. **Radiographics**, v. 24, n. 6, p. 1679-1691, 2004.
- BEACHAM, J. T.; GEIST, J. R.; YU, Q. Z.; HIMEL, V.; SABEY, K. A. Accuracy of Cone-beam Computed Tomographic Image Interpretation by Endodontists and Endodontic Residents. **J. Endod.**, v. 44, n. 4, p. 571-575, 2018.
- BERGMANS, L.; VAN CLEYNENBREUGEL, J.; WEVERS, M.; LAMBRECHTS, P. A methodology for quantitative evaluation of root canal instrumentation using microcomputed tomography. **Int. Endod. J.**, v. 34, n. 5, p. 390-398, 2001.
- BOEDDINGHAUS, R.; WHYTE, A. Current concepts in maxillofacial imaging. **Eur. J. Radiol.**, v. 66, n. 3, p. 396-418, 2008.
- BOSCHETTI, E.; SILVA-SOUSA, Y. T. C.; MAZZI-CHAVES, J. F.; LEONI, G. B.; VERSIANI, M. A.; PECORA, J. D.; SAQUY, P. C.; SOUSA-NETO, M. D. Micro-CT Evaluation of Root and Canal Morphology of Mandibular First Premolars with Radicular Grooves. **Braz. Dent. J.**, v. 28, n. 5, p. 597-603, 2017.
- BRAND, J. W.; KUBA, R. K.; BRAUNREITER, T. C. An Improved Head-and-Neck Phantom for Radiation-Dosimetry. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. and Endod.**, v. 67, n. 3, p. 338-346, 1989.
- BRASIL, S. C.; MARCELIANO-ALVES, M. F.; MARQUES, M. L.; GRILLO, J. P.; LACERDA, M.; ALVES, F. R. F.; SIQUEIRA, J. F., JR.; PROVENZANO, J. C. Canal Transportation, Unprepared Areas, and Dentin Removal after Preparation with BT-RaCe and ProTaper Next Systems. **J. Endod.**, v. 43, n. 10, p. 1683-1687, 2017.
- BRITO, M.; SANTOS, L. A. N.; FARIA-E-SILVA, A. L.; PEREIRA, R. D.; SOUSA-NETO, M. D. Ex vivo evaluation of artifacts mimicking fracture lines on cone-beam computed tomography produced by different root canal sealers. **Int. Endod. J.**, v. 47, n. 1, p. 26-31, 2014.
- BUENO, M. R.; ESTRELA, C. Incorporação da tomografia computadorizada de feixe cônico em pesquisas em odontologia. In: ESTRELA, C. **Metodologia Científica – Ciência, Ensino, Pesquisa**, 3ª edição, editora Artes Médicas, p. 667-684, 2018.
- CELIK TEN, B.; JACOBS, R.; VASCONCELOS, K. D.; HUANG, Y.; NICOLIELO, L. F. P.; ORHAN, K. Assessment of Volumetric Distortion Artifact in Filled Root Canals

Using Different Cone-beam Computed Tomographic Devices. **J. Endod.**, v. 43, n. 9, p. 1517-1521, 2017.

CODARI, M.; VASCONCELOS, K. D.; NICOLIELO, L. F. P.; NETO, F. H.; JACOBS, R. Quantitative evaluation of metal artifacts using different CBCT devices, high-density materials and field of views. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 28, n. 12, p. 1509-1514, 2017.

COSTA, F. F.; GAIA, B. F.; UMETSUBO, O. S.; PINHEIRO, L. R.; TORTAMANO, I. P.; CAVALCANTI, M. G. P. Use of Large-volume Cone-Beam Computed Tomography in Identification and Localization of Horizontal Root Fracture in the Presence and Absence of Intracanal Metallic Post. **J. Endod.**, v. 38, n. 6, p. 856-859, 2012.

COTTON, T. P.; GEISLER, T. M.; HOLDEN, D. T.; SCHWARTZ, S. A.; SCHINDLER, W. G. Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. **J. Endod.**, v. 33, n. 9, p. 1121-1132, 2007.

DAMSTRA, J.; FOURIE, Z.; SLATER, J. J. R. H.; REN, Y. J. Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface models of different voxel sizes. **Am. J. Orthod. and Dentofacial Orthop.**, v. 137, n. 1, 2010.

DARBY, I.; SANELLI, M.; SHAN, S.; SILVER, J.; SINGH, A.; SOEDJONO, M.; NGO, L. Comparison of clinical and cone beam computed tomography measurements to diagnose furcation involvement. **Int. J. Dent. Hyg.**, v. 13, n. 4, p. 241-245, 2015.

DAWOOD, A.; PATEL, S.; BROWN, J. Cone beam CT in dental practice. **Br. Dent. J.**, v. 207, n. 1, p. 23-28, 2009.

DECURCIO, D. A.; BUENO, M. R.; DE ALENCAR, A. H. G.; PORTO, O. C. L.; AZEVEDO, B. C.; ESTRELA, C. Effect of root canal filling materials on dimensions of cone-beam computed tomography images. **J. Appli. Oral Sci.**, v. 20, n. 2, p. 260-267, 2012.

DOMARK, J. D.; HATTON, J. E.; BENISON, R. P.; HILDEBOLT, C. E. An Ex Vivo Comparison of Digital Radiography and Cone-beam and Micro Computed Tomography in the Detection of the Number of Canals in the Mesiobuccal Roots of Maxillary Molars. **J Endod**, v. 39, n. 7, p. 901-905, 2013.

DOYLE ET AL. What is CBCT and How does it work?, In: SCARFE, W.C., ANGELOPOULOS, C. **Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography**, 1st ed, Springer, p. 13-41, 2018.

DURACK, C.; PATEL, S. Cone beam computed tomography in endodontics. **Braz. Dent. J.**, v. 23, n. 3, p. 179-191, 2012.

ENDAL, U.; SHEN, Y.; KNUT, A.; GAO, Y. A.; HAAPASALO, M. A High-resolution Computed Tomographic Study of Changes in Root Canal Isthmus Area by Instrumentation and Root Filling. **J. Endod.**, v. 37, n. 2, p. 223-227, 2011.

ESMAEILI, F.; JOHARI, M.; HADDADI, P. Beam hardening artifacts by dental implants: Comparison of cone-beam and 64-slice computed tomography scanners. **Dent Res. J. (Isfahan)**, v. 10, n. 3, p. 376-381, 2013.

ESTRELA, C.; BUENO, M. R.; LELES, C. R.; AZEVEDO, B.; AZEVEDO, J. R. Accuracy of cone beam computed tomography and panoramic and periapical radiography for detection of apical periodontitis. **J. Endod.**, v. 34, n. 3, p. 273-279, 2008.

ESTRELA, C.; COUTO, G. S.; BUENO, M. R.; BUENO, K. G.; ESTRELA, L. R. A.; PORTO, O. C. L.; DIOGENES, A. Apical Foramen Position in Relation to Proximal Root Surfaces of Human Permanent Teeth Determined by Using a New Cone-beam Computed Tomographic Software. **J. Endod.**, v. 44, n. 11, p. 1741-1748, 2018.

ESTRELA, C.; RABE, L. E. G.; DE SOUZA, J. B.; ALENCAR, A. H. G.; ESTRELA, C. R. A.; NETO, M. D. S.; PECORA, J. D. Frequency of Root Canal Isthmi in Human Permanent Teeth Determined by Cone-beam Computed Tomography. **J. Endod.**, v. 41, n. 9, p. 1535-1539, 2015.

FAKHAR, H. B.; EMAMI, R.; MOLOUDI, K.; MOSAVAT, F. Effects of artifact removal on cone-beam computed tomography images. **Dent. Res. J. (Isfahan)**, v. 15, n. 2, p. 89-94, 2018.

FAYAD, M. I.; LEVIN, M. D.; RUBINSTEIN, R. A.; HIRSCHBERG, C. S.; NAIR, M.; BENAVIDES, E.; BARGHAN, S.; RUPRECHT, A. AAE and AAOMR Joint Position Statement Use of Cone Beam Computed Tomography in Endodontics 2015 Update. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. and Endod.**, v. 120, n. 4, p. 508-512, 2015.

FELDKAMP, L. A.; DAVIS, L. C.; KRESS, J. W. Practical Cone-Beam Algorithm. **J. Opt. Soc. of Am. A Opt. Image Sci. Vis.**, v. 1, n. 6, p. 612-619, 1984.

FLORES-MIR, C.; ROSENBLATT, M. R.; MAJOR, P. W.; CAREY, J. P.; HEO, G. Measurement accuracy and reliability of tooth length on conventional and CBCT reconstructed panoramic radiographs. **Dental Press J. Orthod.**, v. 19, n. 5, p. 45-53, 2014.

FONTENELE, R. C.; NASCIMENTO, E. H. L.; VASCONCELOS, T. V.; NOUJEIM, M.; FREITAS, D. Q. Magnitude of cone beam CT image artifacts related to zirconium and titanium implants: impact on image quality. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 47, n. 6, 2018.

FOX, A.; BASRANI, B.; KISHEN, A.; LAM, E. W. N. A Novel Method for Characterizing Beam Hardening Artifacts in Cone-beam Computed Tomographic Images. **J. Endod.**, v. 44, n. 5, p. 869-874, 2018.

FOX, A.; BASRANI, B.; LAM, E. W. N. The Performance of a Zirconium-based Root Filling Material with Artifact Reduction Properties in the Detection of Artificially Induced Root Fractures Using Cone-beam Computed Tomographic Imaging. **J. Endod.**, v. 44, n. 5, p. 828-833, 2018.

FREITAS, D. Q.; FONTENELE, R. C.; NASCIMENTO, E. H. L.; VASCONCELOS, T. V.; NOUJEIM, M. Influence of acquisition parameters on the magnitude of cone beam computed tomography artifacts. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 47, n. 8, 2018.

FRUCHI, L. D.; ORDINOLA-ZAPATA, R.; CAVENAGO, B. C.; DUARTE, M. A. H.; BUENO, C. E. D.; DE MARTIN, A. S. Efficacy of Reciprocating Instruments for Removing Filling Material in Curved Canals Obturated with a Single-cone Technique: A Micro-computed Tomographic Analysis. **J. Endod.**, v. 40, n. 7, p. 1000-1004, 2014.

FUMES, A. C.; SOUSA-NETO, M. D.; LEONI, G. B.; VERSIANI, M. A.; DA SILVA, L. A.; DA SILVA, R. A.; CONSOLARO, A. Root canal morphology of primary molars: a micro-computed tomography study. **Eur. Arch. Paediatr. Dent.**, v. 15, n. 5, p. 317-326, 2014.

GAETA-ARAUJO, H.; DE SOUZA, G. Q. S.; FREITAS, D. Q.; DE OLIVEIRA-SANTOS, C. Optimization of Tube Current in Cone-beam Computed Tomography for the Detection of Vertical Root Fractures with Different Intracanal Materials. **J. Endod.**, v. 43, n. 10, p. 1668-1673, 2017.

GONCALVES, L. M. N.; PALMA-DIBB, R. G.; PAULA-SILVA, F. W. G.; DE OLIVEIRA, H. F.; NELSON, P.; DA SILVA, L. A. B.; DE QUEIROZ, A. M. Radiation therapy alters microhardness and microstructure of enamel and dentin of permanent human teeth. **J. Dent.**, v. 42, n. 8, p. 986-992, 2014.

HASSAN, B.; METSKA, M. E.; OZOK, A. R.; VAN DER STELT, P.; WESSELINK, P. R. Detection of vertical root fractures in endodontically treated teeth by a cone beam computed tomography scan. **J. Endod.**, v. 35, n. 5, p. 719-722, 2009.

HASSAN, B. A.; PAYAM, J.; JUYANDA, B.; VAN DER STELT, P.; WESSELINK, P. R. Influence of scan setting selections on root canal visibility with cone beam CT. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 41, n. 8, p. 645-648, 2012.

HUANG, Y.; CELIKTEN, B.; DE FARIA VASCONCELOS, K.; FERREIRA PINHEIRO NICOLIELO, L.; LIPPIATT, N.; BUYUKSUNGUR, A.; JACOBS, R.; ORHAN, K. Micro-CT and nano-CT analysis of filling quality of three different endodontic sealers. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 46, n. 8, p. 20170223, 2017.

JACOBS, R. Dental Cone Beam Ct and Its Justified Use in Oral Health Care. **Jbr-Btr**, v. 94, n. 5, p. 254-265, 2011.

JARDINE, A. P.; DA ROSA, R. A.; SANTINI, M. F.; ZACCARA, I. M.; SO, M. V. R.; KOPPER, P. M. P. Shaping ability of rotatory or reciprocating instruments in curved canals: a micro-computed tomographic study. **Braz. Oral Res.**, v. 30, n. 1, 2016.

KAMBUROGLU, K.; KOLSUZ, E.; KURT, H.; KILIC, C.; OZEN, T.; PAKSOY, C. S. Accuracy of CBCT measurements of a human skull. **J. Digit. Imaging.**, v. 24, n. 5, p. 787-793, 2011.

KORFIATIS, V. C.; TASSANI, S.; MATSOPOULOS, G. K. An Independent Active Contours Segmentation framework for bone micro-CT images. **Comput. Biol. Med.**, v. 87, p. 358-370, 2017.

LAMIRA, A. **Interpretação de imagens tomográficas das fases do tratamento endodôntico utilizando a microtomografia como padrão de referência**. Ribeirão Preto: Tese de Doutorado [Universidade de São Paulo – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto]. 2018.

LEONI, G. B.; VERSIANI, M. A.; SILVA-SOUSA, Y. T.; BRUNIERA, J. F.; PECORA, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. Ex vivo evaluation of four final irrigation protocols on the removal of hard-tissue debris from the mesial root canal system of mandibular first molars. **Int. Endod. J.**, v. 50, n. 4, p. 398-406, 2017.

LEONI, G. B.; VERSIANI, M. M. A.; PECORA, J. D.; DE SOUSA-NETO, M. D. Micro-Computed Tomographic Analysis of the Root Canal Morphology of Mandibular Incisors. **J. Endod.**, v. 40, n. 5, p. 710-716, 2014.

LLOYD, A.; UHLES, J. P.; CLEMENT, D. J.; GARCIA-GODOY, F. Elimination of Intracanal Tissue and Debris through a Novel Laser-activated System Assessed Using High-resolution Micro-computed Tomography: A Pilot Study. **J. Endod.**, v. 40, n. 4, p. 584-587, 2014.

LO GIUDICE, R.; NICITA, F.; PULEIO, F.; ALIBRANDI, A.; CERVINO, G.; LIZIO, A. S.; PANTALEO, G. Accuracy of Periapical Radiography and CBCT in Endodontic Evaluation. **Int. J. Dent.**, v. 2018, p. 2514243, 2018.

LUDLOW, J. B.; LASTER, W. S.; SEE, M.; BAILEY, L. J.; HERSHEY, H. G. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. and Endod.**, v. 103, n. 4, p. 534-542, 2007.

MAMEDE-NETO, I.; BORGES, A. H.; GUEDES, O. A.; DE OLIVEIRA, D.; PEDRO, F. L. M.; ESTRELA, C. Root Canal Transportation and Centering Ability of Nickel-Titanium Rotary Instruments in Mandibular Premolars Assessed Using Cone-Beam Computed Tomography. **Open Dent. J.**, v. 14, n. 11, p. 71-78, 2017.

MARET, D.; PETERS, O. A.; GALIBOURG, A.; DUMONCEL, J.; ESCLASSAN, R.; KAHN, J. L.; SIXOU, M.; TELMON, N. Comparison of the accuracy of 3-dimensional cone-beam computed tomography and micro-computed tomography reconstructions by using different voxel sizes. **J. Endod.**, v. 40, n. 9, p. 1321-1326, 2014.

MARET, D.; TELMON, N.; PETERS, O. A.; LEPAGE, B.; TREIL, J.; INGLESE, J. M.; PEYRE, A.; KAHN, J. L.; SIXOU, M. Effect of voxel size on the accuracy of 3D reconstructions with cone beam CT. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 41, n. 8, p. 649-655, 2012.

MARTINS, C. V.; LEONI, G. B.; OLIVEIRA, H. F.; ARID, J.; QUEIROZ, A. M.; SILVA, L. A. B.; SOUSA-NETO, M. D. Influence of therapeutic cancer radiation on the bond

strength of an epoxy- or an MTA-based sealer to root dentine. **Int. Endod. J.**, v. 49, n. 11, p. 1065-1072, 2016.

MAZZI-CHAVES, J.F. **Avaliação da expressão de artefatos de imagem gerados por materiais de alta densidade em tomografia computadorizada de feixe cônico, micro e nanotomografia computadorizadas.** Ribeirão Preto: Tese de Doutorado [Universidade de São Paulo – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto]. 2018.

MELLARA, T. D.; PALMA-DIBB, R. G.; DE OLIVEIRA, H. F.; PAULA-SILVA, F. W. G.; NELSON, P.; DA SILVA, R. A. B.; DA SILVA, L. A. B.; DE QUEIROZ, A. M. The effect of radiation therapy on the mechanical and morphological properties of the enamel and dentin of deciduous teeth-an in vitro study. **Radiat. Oncol.**, v. 9, 2014.

MELO, S. L. S.; HAITER-NETO, F.; CORREA, L. R.; SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. Comparative diagnostic yield of cone beam CT reconstruction using various software programs on the detection of vertical root fractures. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 42, n. 9, 2013.

METSKA, M. E.; AARTMAN, I. H. A.; WESSELINK, P. R.; OZOK, A. R. Detection of Vertical Root Fractures In Vivo in Endodontically Treated Teeth by Cone-Beam Computed Tomography Scans. **J. Endod.**, v. 38, n. 10, p. 1344-1347, 2012.

MICHETTI, J.; BASARAB, A.; TRAN, M.; DIEMER, F.; KOUAME, D. Cone-Beam Computed Tomography contrast validation of an artificial periodontal phantom for use in endodontics. **2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (Embc)**, p. 7905-7908, 2015.

MOREIRA, A. C.; APPOLONI, C. R.; MANTOVANI, I. F.; FERNANDES, J. S.; MARQUES, L. C.; NAGATA, R.; FERNANDES, C. P. Effects of manual threshold setting on image analysis results of a sandstone sample structural characterization by X-ray microtomography. **Appl. Radiat. Isot.**, v. 70, n. 6, p. 937-941, 2012.

NAGARAJAPPA, A. K.; DWIVEDI, N.; TIWARI, R. Artifacts: The downturn of CBCT image. **J. Int. Soc. Prev. and Community Dent.**, v. 5, n. 6, p. 440-445, 2015.

NEELAKANTAN, P.; KHAN, K.; LI, K. Y.; SHETTY, H.; XI, W. Effectiveness of supplementary irrigant agitation with the Finisher GF Brush on the debridement of oval root canals instrumented with the Gentlefile or nickel titanium rotary instruments. **Int. Endod. J.**, v. 51, n. 7, p. 800-807, 2018.

NEMTOI, A.; CZINK, C.; HABA, D.; GAHLEITNER, A. Cone beam CT: a current overview of devices. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 42, n. 8, p. 20120443, 2013.

OENNING, A. C.; SALMON, B.; VASCONCELOS, K. D.; NICOLIELO, L. F. P.; LAMBRICHTS, I.; SANDERINK, G.; PAUWELS, R.; JACOBS, R.; GRP, D. DIMITRA paediatric skull phantoms: development of age-specific paediatric models for dentomaxillofacial radiology research. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 47, n. 3, p. 20170285, 2018.

OLIVEIRA, M. L.; FREITAS, D. Q.; AMBROSANO, G. M. B.; HAITER, F. Influence of exposure factors on the variability of CBCT voxel values: a phantom study. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 43, n. 8, p. 20149002, 2014.

ORDINOLA-ZAPATA, R.; BRAMANTE, C. M.; VERSIANI, M. A.; MOLDAUER, B. I.; TOPHAM, G.; GUTMANN, J. L.; NUNEZ, A.; DUARTE, M. A. H.; ABELLA, F. Comparative accuracy of the Clearing Technique, CBCT and Micro-CT methods in studying the mesial root canal configuration of mandibular first molars. **Int. Endod. J.**, v. 50, n. 1, p. 90-96, 2017.

OTSU, N. A threshold selection method from grey-level histograms. **IEEE Trans on Syst Man Cybern Syst**, v. 9, n. 1, p. 6, 1979.

PATEL, K.; MANNOCCI, F.; PATEL, S. The Assessment and Management of External Cervical Resorption with Periapical Radiographs and Cone-beam Computed Tomography: A Clinical Study. **J. Endod.**, v. 42, n. 10, p. 1435-1440, 2016.

PATEL, S.; ALDOWAISAN, A.; DAWOOD, A. A novel method for soft tissue retraction during periapical surgery using 3D technology: a case report. **Int. Endod. J.**, v. 50, n. 8, p. 813-822, 2017.

PATEL, S.; DAWOOD, A.; FORD, T. P.; WHAITES, E. The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. **Int. Endod. J.**, v. 40, n. 10, p. 818-830, 2007.

PATEL, S.; DURACK, C.; ABELLA, F.; ROIG, M.; SHEMESH, H.; LAMBRECHTS, P.; LEMBERG, K.; ENDODONTOLOGY, E. S. European Society of Endodontology position statement: The use of CBCT in Endodontics. **Int. Endod. J.**, v. 47, n. 6, p. 502-504, 2014.

PATEL, S.; DURACK, C.; ABELLA, F.; SHEMESH, H.; ROIG, M.; LEMBERG, K. Cone beam computed tomography in Endodontics - a review. **Int. Endod. J.**, v. 48, n. 1, p. 3-15, 2015.

PAUWELS, R. What is CBCT and How does it work? In: SCARFE, W.C., ANGELOPOULOS, C. **Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography**, 1st ed, Springer, p. 13-41, 2018.

PAUWELS, R.; ARAKI, K.; SIEWERDSEN, J. H.; THONGVIGITMANEE, S. S. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 44, n. 1, p. 20140224, 2015a.

PAUWELS, R.; BEINSBERGER, J.; COLLAERT, B.; THEODORAKOU, C.; ROGERS, J.; WALKER, A.; COCKMARTIN, L.; BOSMANS, H.; JACOBS, R.; BOGAERTS, R.; HORNER, K.; CONSORTIUM, S. P. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. **Eur. J. Radiol.**, v. 81, n. 2, p. 267-271, 2012.

PAUWELS, R.; JACOBS, R.; BOGAERTS, R.; BOSMANS, H.; PANMEKIATE, S. Reduction of scatter-induced image noise in cone beam computed tomography: effect

of field of view size and position. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol.**, v. 121, n. 2, p. 188-195, 2016.

PAUWELS, R.; SEYNAEVE, L.; HENRIQUES, J. C.; DE OLIVEIRA-SANTOS, C.; SOUZA, P. C.; WESTPHALEN, F. H.; RUBIRA-BULLEN, I. R.; RIBEIRO-ROTTA, R. F.; ROCKENBACH, M. I.; HAITER-NETO, F.; PITTAYAPAT, P.; BOSMANS, H.; BOGAERTS, R.; JACOBS, R. Optimization of dental CBCT exposures through mAs reduction. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 44, n. 9, p. 20150108, 2015b.

PETERS, O. A.; PAQUE, F. Root canal preparation of maxillary molars with the self-adjusting file: a micro-computed tomography study. **J. Endod.**, v. 37, n. 1, p. 53-57, 2011.

PLOTINO, G.; GRANDE, N. M.; PECCI, R.; BEDINI, R.; PAMEIJER, C. N.; SOMMA, F. Three-dimensional imaging using microcomputed tomography for studying tooth macromorphology. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 137, n. 11, p. 1555-1561, 2006.

QUEIROZ, P. M.; ROVARIS, K.; GAETA-ARAUJO, H.; BUENO, S. M. D.; FREITAS, D. Q.; GROPPPO, F. C.; HAITER-NETO, F. Influence of Artifact Reduction Tools in Micro-computed Tomography Images for Endodontic Research. **J. Endod.**, v. 43, n. 12, p. 2108-2111, 2017.

QUEIROZ, P. M.; SANTAELLA, G. M.; CAPELOZZA, A. L. A.; ROSALEN, P. L.; FREITAS, D. Q.; HAITER-NETO, F. Zoom Reconstruction Tool: Evaluation of Image Quality and Influence on the Diagnosis of Root Fracture. **J. Endod.**, v. 44, n. 4, p. 621-625, 2018a.

QUEIROZ, P. M.; SANTAELLA, G. M.; GROPPPO, F. C.; FREITAS, D. Q. Metal artifact production and reduction in CBCT with different numbers of basis images. **Imaging Sci. Dent.**, v. 48, n. 1, p. 41-44, 2018b.

RABELO, K. A.; CAVALCANTI, Y. W.; PINTO, M. G. D.; MELO, S. L. S.; CAMPOS, P. S. F.; OLIVEIRA, L. S. D. F.; DE MELO, D. P. Quantitative assessment of image artifacts from root filling materials on CBCT scans made using several exposure parameters. **Imaging Sci. Dent.**, v. 47, n. 3, p. 189-197, 2017.

SANTIN, G. C.; PALMA-DIBB, R. G.; ROMANO, F. L.; DE OLIVEIRA, H. F.; NELSON, P. N.; DE QUEIROZ, A. M. Physical and adhesive properties of dental enamel after radiotherapy and bonding of metal and ceramic brackets. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v. 148, n. 2, p. 283-292, 2015.

SAUVOLA, J.; PIETAKSINEN, M. Adaptive document image binarization. **Pattern Recogn.**, v. 33, n. 1, p. 11, 2000.

SCARFE, W. C. In: In: SCARFE, W.C., ANGELOPOULOS, C. **Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography**, 1st ed, Springer, Capítulo 2, p. 13-41, 2018.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. What is cone-beam CT and how does it work? **Dent. Clin. North. Am.**, v. 52, n. 4, p. 707-730, v, 2008.

- SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G.; SUKOVIC, P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. **J. Can. Dent. Assoc.**, v. 72, n. 1, p. 75-80, 2006.
- SCARFE, W. C.; TOGHYANI, S.; AZEVEDO, B. Imaging of Benign Odontogenic Lesions. **Radiol. Clin. North. Am.**, v. 56, n. 1, p. 45-62, 2018.
- SCHLADITZ, K. Quantitative micro-CT. **J. Microsc.**, v. 243, n. 2, p. 111-117, 2011.
- SCHULZE, R.; HEIL, U.; GROSS, D.; BRUELLMANN, D. D.; DRANISCHNIKOW, E.; SCHWANECKE, U.; SCHOEMER, E. Artefacts in CBCT: a review. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 40, n. 5, p. 265-273, 2011.
- SILTANEN, S.; KOLEHMAINEN, V.; JARVENPAA, S.; KAIPIO, J. P.; KOISTINEN, P.; LASSAS, M.; PIRTILA, J.; SOMERSALO, E. Statistical inversion for medical x-ray tomography with few radiographs: I. General theory. **Phys. Med. Biol.**, v. 48, n. 10, p. 1437-1463, 2003.
- SOARES, C. J.; NEIVA, N. A.; SOARES, P. B. F.; DECHICHI, P.; NOVAIS, V. R.; NAVES, L. Z.; MARQUES, M. R. Effects of Chlorhexidine and Fluoride on Irradiated Enamel and Dentin. **J. Dent. Res.**, v. 90, n. 5, p. 659-664, 2011.
- SOUZA-FLAMINI, L. E.; LEONI, G. B.; CHAVES, F. F. M.; VERSIANI, M. A.; CRUZ, A. M.; PECORA, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. The Radix Entomolaris and Paramolaris: A Micro-Computed Tomographic Study of 3-rooted Mandibular First Molars. **J. Endod.**, v. 40, n. 10, p. 1616-1621, 2014.
- SOUSA-NETO, M. D.; SILVA-SOUSA, Y. C.; MAZZI-CHAVES, J. F.; CARVALHO, K. K. T.; BARBOSA, A. F. S.; VERSIANI, M. A.; JACOBS, R.; LEONI, G. B. Root canal preparation using micro-computed tomography analysis: a literature review. **Braz. Oral. Res.**, v. 32, Supl. 1, e:66, 2018.
- SPIN-NETO, R.; GOTFREDSEN, E.; WENZEL, A. Impact of voxel size variation on CBCT-based diagnostic outcome in dentistry: a systematic review. **J. Digit. Imaging.**, v. 26, n. 4, p. 813-820, 2013.
- STAVILECI, M.; HOXHA, V.; GORDUYSUS, O.; TATAR, I.; LAPERRE, K.; HOSTENS, J.; KUCUKKAYA, S.; MUHAXHERI, E. Evaluation of Root Canal Preparation Using Rotary System and Hand Instruments Assessed by Micro-Computed Tomography. **Med. Sci. Monit. Basic Res.**, v. 21, p. 123-130, 2015.
- STUDEBAKER, B.; HOLLENDER, L.; ALAND, L.; JOHNSON, J. D.; PARANJPE, A. The Incidence of Second Mesiobuccal Canals Located in Maxillary Molars with the Aid of Cone-beam Computed Tomography. **J. Endod.**, v. 44, n. 4, p. 565-570, 2018.
- SUOMALAINEN, A.; ESMAEILI, E. P.; ROBINSON, S. Dentomaxillofacial imaging with panoramic views and cone beam CT. **Insights Imaging**, v. 6, n. 1, p. 1-16, 2015.
- SWAIN, M. V.; XUE, J. State of the art of Micro-CT applications in dental research. **Int. J. Oral Sci.**, v. 1, n. 4, p. 177-188, 2009.

TANG, X. Y.; KRUPINSKI, E. A.; XIE, H. Q.; STILLMAN, A. E. On the data acquisition, image reconstruction, cone beam artifacts, and their suppression in axial MDCT and CBCT - A review. **Med. Phy.**, v. 45, n. 9, p. E761-E782, 2018.

TEWARY, S.; LUZZO, J.; HARTWELL, G. Endodontic Radiography: Who Is Reading the Digital Radiograph? **J. Endod.**, v. 37, n. 7, p. 919-921, 2011.

VASCONCELOS, K. F.; CODARI, M.; QUEIROZ, P. M.; NICOLIELO, L. F. P.; FREITAS, D. Q.; SFORZA, C.; JACOBS, R.; HAITER-NETO, F. The performance of metal artifact reduction algorithms in cone beam computed tomography images considering the effects of materials, metal positions, and fields of view. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol.**, v. 127, n. 1, p. 71-76, 2018.

VASCONCELOS, K. F.; NICOLIELO, L. F. P.; NASCIMENTO, M. C.; HAITER-NETO, F.; BOSCOLO, F. N.; VAN DESSEL, J.; EZELDEEN, M.; LAMBRICHTS, I.; JACOBS, R. Artefact expression associated with several cone-beam computed tomographic machines when imaging root filled teeth. **Int. Endod. J.**, v. 48, n. 10, p. 994-1000, 2015.

VENSKUTONIS, T.; PLOTINO, G.; JUODZBALYS, G.; MICKEVICIENE, L. The importance of cone-beam computed tomography in the management of endodontic problems: a review of the literature. **J. Endod.**, v. 40, n. 12, p. 1895-1901, 2014.

VERMA, P.; LOVE, R. M. A Micro CT study of the mesiobuccal root canal morphology of the maxillary first molar tooth. **Int. Endod. J.**, v. 44, n. 3, p. 210-217, 2011.

VERSIANI, M. A.; CARVALHO, K. K. T.; MAZZI-CHAVES, J. F.; SOUSA-NETO, M. D. Micro-computed Tomographic Evaluation of the Shaping Ability of XP-endo Shaper, iRaCe, and EdgeFile Systems in Long Oval-shaped Canals. **J. Endod.**, v. 44, n. 3, p. 489-495, 2018.

VERSIANI, M. A.; LEONI, G. B.; STEIEN, L.; DE-DEUS, G.; TASSANI, S.; PECORA, J. D.; DE SOUSA-NETO, M. D. Micro-computed Tomography Study of Oval-shaped Canals Prepared with the Self-adjusting File, Reciproc, WaveOne, and ProTaper Universal Systems. **J. Endod.**, v. 39, n. 8, p. 1060-1066, 2013.

VERSIANI, M. A.; ORDINOLA-ZAPATA, R.; KELES, A.; ALCIN, H.; BRAMANTE, C. M.; PECORA, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. Middle mesial canals in mandibular first molars: A micro-CT study in different populations. **Arch. Oral Biol.**, v. 61, p. 130-137, 2016.

VERSIANI, M. A.; PECORA, J. D.; DE SOUSA-NETO, M. D. Root and Root Canal Morphology of Four-rooted Maxillary Second Molars: A Micro-Computed Tomography Study. **J. Endod.**, v. 38, n. 7, p. 977-982, 2012.

VERSIANI, M. A.; SOUSA-NETO, M. D.; PECORA, J. D. Pulp pathosis in inlayed teeth of the ancient Mayas: a microcomputed tomography study. **Int. Endod. J.**, v. 44, n. 11, p. 1000-1004, 2011.

VIZZOTTO, M. B.; SILVEIRA, P. F.; ARUS, N. A.; MONTAGNER, F.; GOMES, B. P. F. A.; DA SILVEIRA, H. E. D. CBCT for the assessment of second mesiobuccal (MB2)

canals in maxillary molar teeth: effect of voxel size and presence of root filling. **Int. Endod. J.**, v. 46, n. 9, p. 870-876, 2013.

YAMIN, P. A.; PEREIRA, R. D.; LOPES, F. C.; QUEIROZ, A. M.; OLIVEIRA, H. F.; SAQUY, P. C.; SOUSA-NETO, M. D. Longevity of bond strength of resin cements to root dentine after radiation therapy. **Int. Endod. J.**, v. 51, n. 11, p. 1301-1312, 2018.

YU, D. C.; TAM, A.; SCHILDER, H. Root canal anatomy illustrated by microcomputed tomography and clinical cases. **Gen. Dent.**, v. 54, n. 5, p. 331-335, 2006.

YUAN, F. S.; CHEN, L. T.; WANG, X. F.; WANG, Y.; LYU, P. J.; SUN, Y. C. Comparative Evaluation of the Artefacts Index of Dental Materials on Two-Dimensional Cone-beam Computed Tomography. **Sci. Rep.**, v. 6, 2016.

ZUOLO, A. D.; ZUOLO, M. L.; BUENO, C. E. D.; CHU, R.; CUNHA, R. S. Evaluation of the Efficacy of TRUShape and Reciproc File Systems in the Removal of Root Filling Material: An Ex Vivo Micro-Computed Tomographic Study. **J. Endod.**, v. 42, n. 2, p. 315-319, 2016.

Anexo

Anexo 1. Documento de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa.

USP - FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO DA USP - FORP/USP
PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP											
<p>DADOS DO PROJETO DE PESQUISA</p> <p>Título da Pesquisa: Avaliação através do microCT e CBCT do tratamento endodôntico na raiz mesial dos molares inferiores.</p> <p>Pesquisador: Manoel Damião de Sousa Neto</p> <p>Área Temática:</p> <p>Versão: 1</p> <p>CAAE: 80666517.2.0000.5419</p> <p>Instituição Proponente: Universidade de São Paulo</p> <p>Patrocinador Principal: Financiamento Próprio</p> <p>DADOS DO PARECER</p> <p>Número do Parecer: 2.450.452</p> <p>Apresentação do Projeto:</p> <p>Os pesquisadores informaram que o sucesso do tratamento endodôntico requer erradicação do biofilme bacteriano do sistema de canais radiculares. Um sólido entendimento da dimensão da anatomia e morfologia dos tecidos tratados, é fundamental. Os canais radiculares mesiais dos molares inferiores não seguem um padrão consistente. Há uma alta variabilidade dos diâmetros apicais, mas são geralmente largos, especialmente na dimensão vestibulolinguais. A presença de istmos no terço apical não são incomum até mesmo no nível apical de 1 mm. Técnicas de instrumentação atuais são incapazes de chegar a todas as superfícies e irregularidades dentro do canal. Tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT) é uma técnica de diagnóstico por imagem 3-dimensional. Tornou-se uma ferramenta importante tanto para o diagnóstico e planejamento do tratamento, e também é eficaz nos tratamentos endodônticos. Na pesquisa endodôntica, o micro-CT é freqüentemente usado para o estudo da anatomia do canal radicular e para a avaliação de alterações na morfologia dos canais radiculares pela instrumentação. O micro-CT permite a obtenção de imagens em 3D de alta qualidade de espécimes e, graças ao caráter não-destrutivo de micro-CT é possível repetir o experimento antes e depois de qualquer tratamento de</p>											
<table border="0" style="width: 100%;"> <tr> <td colspan="2">Endereço: Avenida do Café s/nº</td> <td>CEP: 14.040-904</td> </tr> <tr> <td>Bairro: Monte Alegre</td> <td colspan="2">Município: RIBEIRÃO PRETO</td> </tr> <tr> <td>UF: SP</td> <td>Telefone: (16)3315-0493</td> <td>Fax: (16)3315-4102 E-mail: cep@forp.usp.br</td> </tr> </table>			Endereço: Avenida do Café s/nº		CEP: 14.040-904	Bairro: Monte Alegre	Município: RIBEIRÃO PRETO		UF: SP	Telefone: (16)3315-0493	Fax: (16)3315-4102 E-mail: cep@forp.usp.br
Endereço: Avenida do Café s/nº		CEP: 14.040-904									
Bairro: Monte Alegre	Município: RIBEIRÃO PRETO										
UF: SP	Telefone: (16)3315-0493	Fax: (16)3315-4102 E-mail: cep@forp.usp.br									