

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO**

MIGUEL ANGEL VENTURA MOLINA

Avaliação de parâmetros morfométricos bi e tridimensionais no diagnóstico de canais radiculares em forma de C, em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico, micro e nano tomografia computadorizada

Ribeirão Preto

2021

MIGUEL ANGEL VENTURA MOLINA

Avaliação de parâmetros morfométricos bi e tridimensionais no diagnóstico de canais radiculares em forma de C, em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico, micro e nano tomografia computadorizada

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para a obtenção do grau de Mestre em Ciências – Programa: Odontologia Restauradora - Área de concentração: Odontologia Restauradora (Opção: Endodontia).

Orientador: Prof. Dr. Manoel Damião de Sousa Neto

Ribeirão Preto

2021

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: ____/____/2021

FICHA CATALOGRÁFICA

Molina, Miguel Angel Ventura

Avaliação de parâmetros morfométricos bi e tridimensionais no diagnóstico de canais radiculares em forma de C, em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico, micro e nano tomografia computadorizada. Ribeirão Preto, 2021.

65p.: il.; xcm

Dissertação de mestrado, apresentada na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP-USP), área de concentração: Odontologia Restauradora – área Endodontia.

Orientador: Prof. Dr. Manoel Damião Sousa-Neto

1. Canais radiculares em forma de “C.
2. TCFC.
3. Micro-CT.
4. Nano-CT.
5. Erro absoluto.
6. Limiarização automática de Otsu.

MOLINA, MAV. Avaliação de parâmetros morfométricos bi e tridimensionais no diagnóstico de canais radiculares em forma de C, em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico, micro e nano tomografia computadorizada. 2021. 65p. Dissertacao (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2021.

Aprovado em ____/____/____

BANCA EXAMINADORA

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 no Laboratório de Pesquisa em Endodontia do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Dedicatória



À **Deus**, todo poderoso, pelas oportunidades concedidas, iluminar o meu caminho, por ter me dado força e sabedoria para concluir esse trabalho.

Aos meus pais **Miguel Ventura e Abigail de Ventura**, meus grandes exemplos. Todas as etapas de sucesso conquistadas na minha vida são dedicadas a vocês, como forma de homenagear seu inatingível apoio, dedicação e amor. Infinitamente grato.

Aos meus irmãos, **Esther e Manuel Ventura**, por sempre acreditarem em mim, pelo amor e pelos sorrisos. Essa conquista, é uma forma de mostrar para vocês que os sonhos podem se tornar realidade com muita dedicação, valor e paixão pelo que se faz.

À família **Valle**, especialmente **Laura Valle** e minha querida tia **Idália Ventura de Valle (in memoriam)** por sempre acreditar em mim, ser meu refúgio e meu norte, por todo o carinho e amizade.

Ao meu tio **Ramon Portillo (in memoriam)**, que sempre foi um grande amigo, conselheiro e motivador, obrigado pelos sorrisos e experiências compartilhadas.

Aos meus avós **Julia Molina, Lucio Ventura** e a sua esposa **Lila de Ventura**, que sempre demonstram grande satisfação e felicidade para cada uma das minhas conquistas alcançadas.

À minha namorada **Melissa Castañeda e a sua família**, por todo o amor, compreensão e apoio em todos os momentos, por sempre me receber em sua casa e por todas as suas atenções.

Minha eterna gratidão!

Agradecimentos



Ao meu orientador, **Prof. Dr. Manoel Damião de Sousa-Neto**, pela confiança que sempre depositou em mim, pelos seus ensinamentos, suas críticas que me fizeram crescer constantemente e por me iniciar no mundo da pesquisa científica. O meu reconhecimento e gratidão pela orientação, confiança e oportunidades oferecidas; a sua orientação transformou totalmente a minha vida, tornando-me um profissional disciplinado, dedicado, crítico e exigente.

Ao **Prof. Dr. Jardel Francisco Mazzi Chaves**, pela disposição, ensinamentos, colaboração em todas as fases de elaboração desse trabalho e pela amizade. Obrigado!

Aos amigos **Igor Petean, Rafael Camargo, Amanda Candemil, Fabiane Lopes**, excelentes profissionais. Obrigado por todo auxílio nas diferentes etapas desse trabalho, pelo apoio e amizade!

Aos professores do Departamento de Odontologia Restauradora, **Prof. Dr. Ricardo Gariba Silva, Prof. Dr. Antônio Miranda da Cruz Filho**, profissionais pelos quais tenho grande admiração. Obrigado pelo convívio agradável e experiências compartilhadas.

Aos amigos **Heitor Silva Prado, Alice Corrêa Silva Sousa, Guilherme Nilson, Leonardo Moreira**, pelo convívio, pelas experiências profissionais e pessoais compartilhadas dentro e fora do laboratório, pelo carinho e pelos sorrisos. Desejo o melhor para todos vocês.

Aos amigos da pós-graduação **Helena de Assis, Larissa Dantas, Veronica Mantovani, Nayara Ferraz, Bruna e Jessica Abreu, Thiago Vinicius Cortez, Gabriela Haddid Gavilán** pela convivência agradável e grande espírito de colaboração. Facilitaram minha adaptação no Brasil, longe da minha família.

Aos funcionários, **Reginaldo Santana, Débora Fernandes Costa Guedes, Rosângela Angelini, Frederico Augusto Farias, Isabel Cristina Sola e Mary Possani Carmessano**, pelo auxílio, e sempre serem muito solícitos, atenciosos e disponíveis. Em especial ao funcionário **Carlos Feitosa dos Santos**, obrigado pela

competência, presteza e amizade com os quais sempre me tratou no decorrer destes anos e pelas inúmeras ajudas e apoio.

Ao funcionário **Reginaldo Santana**, sempre solícito e diligente, por toda ajuda nas fases experimentais desse trabalho.

À secretária da seção técnica de apoio ao visitante estrangeiro, **Fernanda Helena Bartolomeu** obrigado pela competência e prestação de serviços!

À todos os meus **familiares e amigos, especialmente meus tios Laura Valle, Aaron Valle, Francisco Valle, Rosa Araniva, Mario Araniva, Javier Ventura, meus avos Julia Benitez e Lucio Ventura** que sempre me ajudaram e apoiaram, ajudando a vencer mais essa etapa da minha vida. Gratidão!

À **CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior**, pelo apoio financeiro.

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto**, que têm permitido o meu desenvolvimento crítico, científico, bem como meu crescimento pessoal e profissional.

“O conhecido é finito, desconhecido, infinito; intelectualmente estamos numa ilhota no meio de um oceano ilimitado de inexplicabilidade. Nossa função em cada geração é reivindicar um pouco mais de terra firme...”

Thomas Henry Huxley

Resumo



RESUMO

Molina, M.AV. **Avaliação de parâmetros morfométricos bi e tridimensionais no diagnóstico de canais radiculares em forma de C, em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico, micro e nano tomografia computadorizada.** 2021. 65p. Dissertação. (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2021.

O presente estudo comparou o erro absoluto (super e subestimação) de parâmetros morfométricos bidimensionais (circularidade, diâmetros maior e menor) e tridimensionais (área de superfície, volume e SMI) no diagnóstico de molares inferiores com canais mesiais em forma de C, nas imagens obtidas por tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), micro (microCT) e nano (nanoCT) tomografia computadorizadas com diferentes protocolos de aquisição. Doze molares inferiores com presença de canais radiculares em forma de “C” foram escaneados por meio de microCT, nanoCT e por 4 aparelhos de TCFC (3D Accuitomo 170, NewTom VGi evo, ProMax 3D Max e Pax-i3D Green Premium) sob protocolos de alta e baixa resolução. Em seguida, as aquisições foram reconstruídas e as imagens geradas nos diferentes aparelhos, foram registradas por meio do programa FIJI ImageJ. As imagens foram avaliadas de forma quantitativa, no programa CTAn, nas três reconstruções (axiais, sagitais e coronais) em relação aos parâmetros bidimensionais de circularidade, diâmetro maior e diâmetro menor a 1, 2 e 3 milímetros do forame apical, e tridimensionais de volume, área de superfície e índice de estrutura do modelo do canal como um todo, por meio da limiarização automática de Otsu. Os dados quantitativos de bi e tridimensionais apresentaram distribuição normal (teste de Shapiro-Wilk). O erro absoluto foi calculado em valores médios e desvio padrão, levando em consideração as imagens de nanoCT como padrão de referência. Em seguida, para os parâmetros bidimensionais foi realizado o teste de análise de variância de 3 fatores (ANOVA) e para os parâmetros tridimensionais foi realizado ANOVA de 2 fatores. Para estabelecer a acurácia entre os aparelhos de TCFC foi calculado o erro absoluto de cada parâmetro tendo como valor de referência as medidas de nanoCT ($p < 0,05$). Os resultados demonstraram menores valores de EA para o microCT para todos os parâmetros avaliados. Já para os aparelhos de TCFC, observou-se os menores valores de EA para os parâmetros de volume e área de superfície para todos os aparelhos avaliados, quando utilizado o protocolo de alta resolução. Por outro lado, não houve diferença ($p > 0,05$) nos parâmetros bidimensionais para nenhum dos aparelhos avaliados. Conclui-se que todas as imagens avaliadas mostraram super ou subestimação dos parâmetros tridimensionais analisados, o que deve ser visto com cautela, uma vez que podem interferir no diagnóstico e planejamento do tratamento endodôntico de canais radiculares em forma de “C”.

Palavras chaves: Canais radiculares em forma de “C”; TCFC; micro-CT; nano-CT; erro absoluto; limiarização automática de Otsu.

Abstract



ABSTRACT

Molina, M.AV. **Evaluation of bi- and three-dimensional morphometric parameters in the diagnosis of C-shaped root canals in cone beam computed tomography, micro and nano computed tomography images.** 2021. 65p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2021.

The present study compared the absolute error (over and underestimation) of two-dimensional (roundness, major and minor diameters) and three-dimensional (surface area, volume and structure model index - SMI) morphometric parameters in the diagnosis of mandibular molars with “C-shaped” mesial root canals in the images acquired by cone beam computed tomography (CBCT), micro (microCT) and nano (nanoCT) computed tomography with different acquisition protocols. Twelve mandibular molars with the presence of “C-shaped” root canals were scanned using microCT, nanoCT and 4 CBCT devices (3D Accuitomo 170, NewTom VGi evo, ProMax 3D Max and Pax-i3D Green Premium) under high and normal resolution protocols. Then, the acquisitions were reconstructed and the images generated in the different devices were registered using the FIJI ImageJ software. The images were quantitatively evaluated, in the CTAn software, in the three reconstructions (axial, sagittal and coronal) in relation to the two-dimensional parameters of roundness, major and minor diameters at 1, 2 and 3 millimeters from the apical foramen, and the three-dimensional parameters of volume, surface area and SMI of the whole canal, using Otsu's automatic thresholding. Quantitative two- and three-dimensional data showed normal distribution (Shapiro-Wilk test). The absolute error was calculated in mean values and standard deviation, taking into account the nanoCT images as a reference standard. Then, for the two-dimensional parameters, the 3-factor analysis of variance test (ANOVA) was performed, and for the three-dimensional parameters, the 2-factor ANOVA was performed. To establish the accuracy between the CBCT devices, the absolute error of each parameter was calculated using the nanoCT measurements as a reference value ($p < 0.05$). The results showed lower EA values for microCT for all parameters evaluated. As for the CBCT devices, the lowest AE values were observed for the volume and surface area parameters for all the devices evaluated, when using the high-resolution protocol. On the other hand, there was no difference ($p > 0.05$) in the two-dimensional parameters for any of the devices evaluated. It is concluded that all images evaluated showed an over or underestimation of the analyzed three-dimensional parameters, which should be viewed with caution, as they may interfere with the diagnosis and planning of endodontic treatment of “C-shaped” root canals.

Key-words: “C-Shaped” root canals; CBCT; micro-CT; nano-CT; absolute error; Otsu's automatic threshold.

Sumário



SUMÁRIO

1. Introdução	18
2. Proposição	24
3. Materiais e Métodos	26
3.1 Parte 1. Seleção da amostra.....	28
3.1.1 Exame microtomográfico preliminar	29
3.2 Parte 2. Aquisição das imagens por meio de nanoCT, microCT e TCFC	31
3.2.1 Nanotomografia computadorizada	31
3.2.2 Microtomografia computadorizada	32
3.2.3 Tomografia computadorizada de feixe cônico	33
3.2.4 Alta resolução (High resolution - HR)	35
3.2.5 Resolução padrão (Normal resolution - NR).....	35
3.3 Parte 3. Registro das imagens de nanoCT, microCT e TCFC.....	38
3.4 Parte 4. Avaliação quantitativa dos parâmetros bidimensionais e tridimensionais.....	38
3.5 Parte 5. Análise estatística.....	39
4. Resultados	40
4.1 Avaliação da acurácia.....	41
5. Discussão	44
6. Conclusões	55
Referências	57
Anexo	64

1. Introdução



1. INTRODUÇÃO

Os estudos de anatomia dental interna por meio de métodos de diagnóstico por imagem (VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2011a; VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2012; LEONI et al., 2013; PÉCORA et al., 2013; VERSIANI et al., 2013; ESTRELA et al., 2014; SOUZA-FLAMINI et al., 2014; ESTRELA et al., 2015a; ESTRELA et al., 2015b; ESTRELA et al., 2015c; ESTRELA et al., 2015d; ALVES et al., 2016; BRASIL et al., 2017; HAJIHASSANI et al., 2017; JARDINE et al., 2017; LEONI et al., 2017; ZUOLO et al., 2017; ASIF et al., 2018; MARTINS et al., 2018a; MARTINS et al., 2018b; VERSIANI et al., 2018; SOUSA-NETO et al., 2018; CAMARGO et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2021) tem permitido o melhor entendimento da influência das áreas de desafios anatômicos como achatamentos, curvaturas, canais laterais e acessórios, deltas apicais, istmos e canais radiculares em forma de "C" (VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2011a; VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2012; LEONI et al., 2013; PÉCORA et al., 2013; VERSIANI et al., 2013; SOUZA-FLAMINI et al., 2014; LEONI et al., 2017; VERSIANI et al., 2018), bem como o diagnóstico e planejamento do tratamento endodôntico.

O sistema de canais radiculares em forma de "C" é uma variação anatômica que ocorre frequentemente em segundos molares inferiores (3,5 - 8,5%) (SILVA et al., 2013; NEJAIM et al., 2020; KADDOURA et al., 2020; BAGHBANI et al., 2021; GAZZANEO et al., 2021), especialmente em populações com descendência asiática (39 - 45%) (COOKE & COX, 1979; SIDOW et al., 2000; LU et al., 2006; YILMAZ et al., 2006; CLEGHORN; CHRISTIE; DONG, 2006; JIN; LEE; ROH, 2007; JAFARZADEH & WU, 2007; AMOROSO-SILVA et al., 2015; AMOROSO-SILVA et al., 2016; CELIKTEN et al., 2016; JO; MIN; HUANG, 2016; ZENG et al., 2016). As raízes encontram-se frequentemente fusionadas, tanto na face vestibular quanto na face lingual, com presença de sulcos de desenvolvimento na face lingual e configuração quadrangular ou cônica (MANNING, 1990; JEROME, 1994; FAN et al., 2004a; JAFARZADEH et al., 2007). Já em relação aos canais radiculares, a principal característica é a presença de um canal único em forma de fita, com ângulo de aproximadamente 180°, com istmo complexo que ligam os canais mesiais e distais ao longo do comprimento da raiz (COOKE & COX, 1979; SIDOW et al., 2000; FAN

et al. 2004a; YILMAZ et al., 2006; CLEGHORN; CHRISTIE; DONG, 2006; JIN; LEE; ROH, 2007; JAFARZADEH & WU, 2007; FAN et al., 2009; AMOROSO-SILVA et al., 2015; AMOROSO-SILVA et al., 2016; CELIKTEN et al., 2016; JO; MIN; HUANG, 2016; ZENG et al., 2016; PAWAR et al., 2017; SHEMESH et al., 2017). Destaca-se, que quando presente, o assoalho da câmara pulpar é profundo, dificultando a localização da entrada dos canais (CHEUNG et al., 2007; BAGHBANI et al., 2021; GAZZANEO et al., 2021).

Dessa forma, o canal em forma de "C" proporciona um desafio no que diz respeito ao diagnóstico, preparo biomecânico e obturação, uma vez que a forma do orifício em "C" encontrado na câmara pulpar, pode assumir diferentes configurações ao longo da raiz, até o ápice radicular (COOKE; COX, 1979; BARRIL; COCHET; RICCI, 1989; JAFARZADEH et al., 2007), podendo apresentar áreas inacessíveis à ação dos instrumentos endodônticos (COOKE; COX, 1979; JAFARZADEH et al., 2007; SIQUEIRA et al., 2013), o que pode resultar na manutenção do tecido pulpar necrótico infectado no SCR (WELLER; NIEMCZYK; KIM, 1995; VERTUCCI, 2005), o que pode levar ao insucesso do tratamento endodôntico (FAN et al., 2008; NEJAIM et al., 2020; KADDOURA et al., 2020; BAGHBANI et al., 2021; GAZZANEO et al., 2021). Assim, para o diagnóstico da morfologia do sistema de canais radiculares previamente ao planejamento do tratamento endodôntico, torna-se necessário associar à anamnese e exame clínico, recursos imaginológicos, como as radiografias periapicais e tomografias computadorizadas de feixe cônico (TCFC) (MAZZI-CHAVES et al., 2020).

Tradicionalmente, as radiografias periapicais são frequentemente utilizadas na clínica em Endodontia, para o diagnóstico, planejamento e avaliação do tratamento endodôntico (COTTI, E et al., 2004; LOFTHAG-HANSEN et al., 2007; G. RODRIGUEZ et al., 2017), por ser uma técnica de fácil execução e baixo custo, permitir rápida obtenção e interpretação de resultados, oferecendo menor dose de radiação e exposição para o paciente (MAYŞE TAYMAN et al., 2020). Entretanto, vale ressaltar que se trata de uma projeção bidimensional de estruturas tridimensionais (IBRAHIM NASSEH et al., 2018; PRADEEP S et al., 2020; COTTI, E et al., 2004; S. PATEL et al., 2009^a; SCARFE et al., 2009) impossibilitando a análise da relação espacial entre dente e estruturas anatômicas adjacentes e podendo afetar o diagnóstico e planejamento (FUNDA YILMAZ et al., 2017), além gerar distorção geométrica e ampliação da imagem (KAFIEH et al., 2012), bem como

dificultar o processo de padronização de parâmetros de visualização da imagem como brilho, contraste e nitidez (PATEL et al., 2012; FERNANDES et al., 2014; WEISSMAN et al., 2015; PATEL et al., 2017; PAWELS, 2018; CAMARGO et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020). Entretanto, destaca-se que frente ao diagnóstico de canais radiculares em forma de “C”, por apresentar configuração anatômica em forma de fenda com variações ao longo do canal radicular, o diagnóstico e identificação por meio de radiografias periapicais torna-se dificultado (FAN et al., 2008; NEJAIM et al., 2020; KADDOURA et al., 2020).

Diante dessas limitações, a literatura tem demonstrado a importância do uso da TCFC no diagnóstico e planejamento do tratamento, detecção de condições patológicas como fraturas e reabsorções (interna e externa), localização e extensão de lesões periapicais, avaliação de perfurações e investigação de raízes e canais adicionais, bem como na avaliação de dentes com canais radiculares em forma de “C” (SZABO et al., 2012; DOMARK et al., 2013; MARCA et al., 2013; EE et al., 2014; ELNAGHY; ELSAKA, 2014; PATEL et al., 2014; RAJASEKHARAN et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; ESTRELA et al., 2015a; ESTRELA et al., 2015b; MICHETTI et al., 2015; SEIXAS et al., 2015; AAE, 2016; ESTRELA et al., 2016; PATEL et al., 2016; MAMEDE-NETO et al., 2017; ORDINOLA-ZAPATTA et al., 2017; BEACHMAN et al., 2018; MARTINS et al., 2018; MAZZI-CHAVES et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2021). Entretanto, a sua indicação deve ser devidamente justificada e os benefícios gerados devem ser superiores aos danos (ALADA - “As low as diagnostically reasonably acceptable” – tão baixo quanto diagnosticamente aceitável) (ICRP, 2007; PATEL et al., 2015; WEISSMAN et al., 2015; PATEL et al., 2017; VAÑÓ et al., 2017; BEACHAM et al., 2018; PAUWELS, 2018; MAZZI-CHAVES et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2021).

Entretanto, a TCFC apresenta algumas limitações como o maior tempo de escaneamento e a maior dose de radiação, comparada à radiografia periapical (SOGUR et al., 2007; SCARFE; FARMAN, 2008; BUENO et al., 2011; PATEL et al., 2015a; PATEL et al., 2015b; WEISSMAN et al., 2015; PATEL et al., 2017; BEACHAM et al., 2018; DOYLE et al., 2018; LAMIRA, 2018; MAZZI-CHAVES et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2021).

Simultaneamente, no campo da pesquisa *in vitro*, a microCT, por se tratar de uma modalidade de imagem não invasiva e não destrutiva, tem sido utilizada como padrão de referência para avaliação da morfologia interna e externa de diferentes

grupos dentais e secções transversais dos canais radiculares (VERSIANI; PÉCORA; SOUSANETO, 2011; VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2012; VERSIANI et al., 2013a; VERSIANI et al., 2013b; FRUCHI LDE et al., 2014; FUMES et al., 2014; QUEIROZ et al., 2017; CAMARGO et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020), da limpeza do sistema de canais radiculares e do preparo biomecânico (SOUSA-NETO et al., 2018; VERSIANI et al., 2017; VERSIANI et al., 2018; HUANG et al., 2017; VELOZO et al., 2019; CRĂCIUNESCU et al., 2016) assim como da obturação e protocolos de retratamento endodôntico (HUANG et al., 2017; CASTAGNOLA et al., 2018). A microCT provê imagens de alta resolução, permite a rotação do espécime em 360°, magnificação das áreas de interesse e, da mesma forma, possibilita a modificação e aplicação de cor, luz, textura e filtros para melhor caracterização do objeto escaneado (SOUSA-NETO et al., 2018; VERSIANI et al., 2017; VERSIANI et al., 2018; CAMARGO et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

Ainda no campo experimental, baseado no mesmo princípio físico, foi desenvolvida a nanotomografia computadorizada (nanoCT), que representa uma evolução frente à microCT, gerando imagens com resolução espacial menores, ultraprecisas, usando uma fonte de raios X de nanofoco de alta potência e energia, com ponto focal de apenas alguns nanômetros. A nanoCT pode alcançar resoluções espaciais superiores a 400 nm, tornando possível a avaliação em níveis celulares, excedendo a capacidade técnica da microCT, produzindo imagens com melhor relação sinal/ruído (WHITHERS, 2007; PARKINSON; SASOV, 2008; KHOURY et al., 2015; KAMPSCHULTE et al., 2016; HUANG et al., 2017; ORHAN et al., 2018; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

Vale evidenciar que, embora a TCFC, a microCT e a nanoCT apresentem suas características quanto às especificações técnicas, indicações e limitações de uso; a aquisição, obtenção e reconstrução dos volumes escaneados têm origem ou compartilham o mesmo princípio físico, e se dão basicamente pela fonte de radiação X em forma de feixe cônico com energia polienergética, por um conjunto de detectores de radiação, sistema computacional e a amostra a ser avaliada (ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; MAZZI-CHAVES et al., 2020). Assim, devido a sua natureza polienérgica, pode apresentar diferentes comprimentos de onda, liberando raios X de alta e baixa densidade, que tem potencial de interferir na penetração e atenuação ao atravessar materiais com densidades variadas (SCHULZE et al., 2011; CAMARGO et al., 2020) e que é capaz de produzir à

formação de ruídos e artefatos que influenciam de modo direto no contraste e na qualidade final da imagem obtida (PAUWELS et al., 2015a; SCHULZE et al., 2011; MIN CK et al., 2020; ORHAN ;VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; CAMARGO et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020), levando à super ou subestimação de parâmetros morfométricos bidimensionais (circularidade, diâmetro maior e menor) e tridimensionais (área de superfície, volume e índice de estrutura do modelo), interferindo diretamente na qualidade do diagnóstico do sistema de canais radiculares e no planejamento do tratamento endodôntico (MAZZI-CHAVES et al., 2020).

Assim, considerando as características anatômicas dos canais radiculares em forma de “C” durante o tratamento endodôntico, o uso da TCFC tem sido cada vez mais indicada como recurso imaginológico complementar no diagnóstico, planejamento e protocolo de tratamento em Endodontia, e que apesar da avaliação tridimensional, a ocorrência dos artefatos de imagens podem influenciar na qualidade do diagnóstico, torna-se importante avaliar os parâmetros morfométricos bi e tridimensionais, em canais radiculares em forma de “C”, obtidos em imagens geradas por diferentes aparelhos de TCFC (em alta resolução e resolução padrão) e microCT, tendo as imagens de nanoCT como padrão de referência.

2. Proposição



2. PROPOSIÇÃO

O presente estudo comparou o erro absoluto de parâmetros morfométricos tridimensionais (área de superfície, volume e SMI) e bidimensionais (circularidade e diâmetros maior e menor), no diagnóstico de canais radiculares mesiais de molares inferiores em forma de C, em imagens obtidas por meio de microtomografia e nanotomografia computadorizadas e equipamentos de tomografia computadorizada de feixe cônico, utilizando parâmetros de alta resolução e resolução padrão.

3. Materiais e Métodos



3. MATERIAIS E MÉTODOS

Considerando os diferentes protocolos de aquisição de imagens em diferentes aparelhos de tomografia computadorizada de feixe cônico, micro e nanotomografia computadorizada, para facilitar a compreensão do presente estudo, os procedimentos experimentais foram divididos em 5 etapas, conforme listado abaixo, bem como no fluxograma da sequência metodológica (Figura 1):

- **Parte 1.** Seleção da amostra.
- **Parte 2.** Aquisição das imagens utilizando o nanotomógrafo computadorizado (nanoCT) Phoenix NanoTom M (GE, Wunstorf, Alemanha), o microtomógrafo computadorizado (microCT) 1173 (SkyScan, Kontich, Bélgica) e quatro tomógrafos computadorizados de feixe cônico (TCFC): 1. 3D Accuitomo 170 (J. Morita Corporation, Kyoto, Japão), 2. NewTom VGi evo (NewTom, Verona, Itália), 3. ProMax 3D Max (Planmeca OY, Helsinki, Finlândia), e 4. Pax-i3D Green Premium (Vatech 3D Imaging Systems, Vatech, Gyeonggi, Coréia do Sul).
- **Parte 3.** Registro das imagens de nanoCT, microCT e TCFCs.
- **Parte 4.** Avaliação quantitativa das imagens de nanoCT, microCT e TCFCs.
- **Parte 5.** Análise estatística.

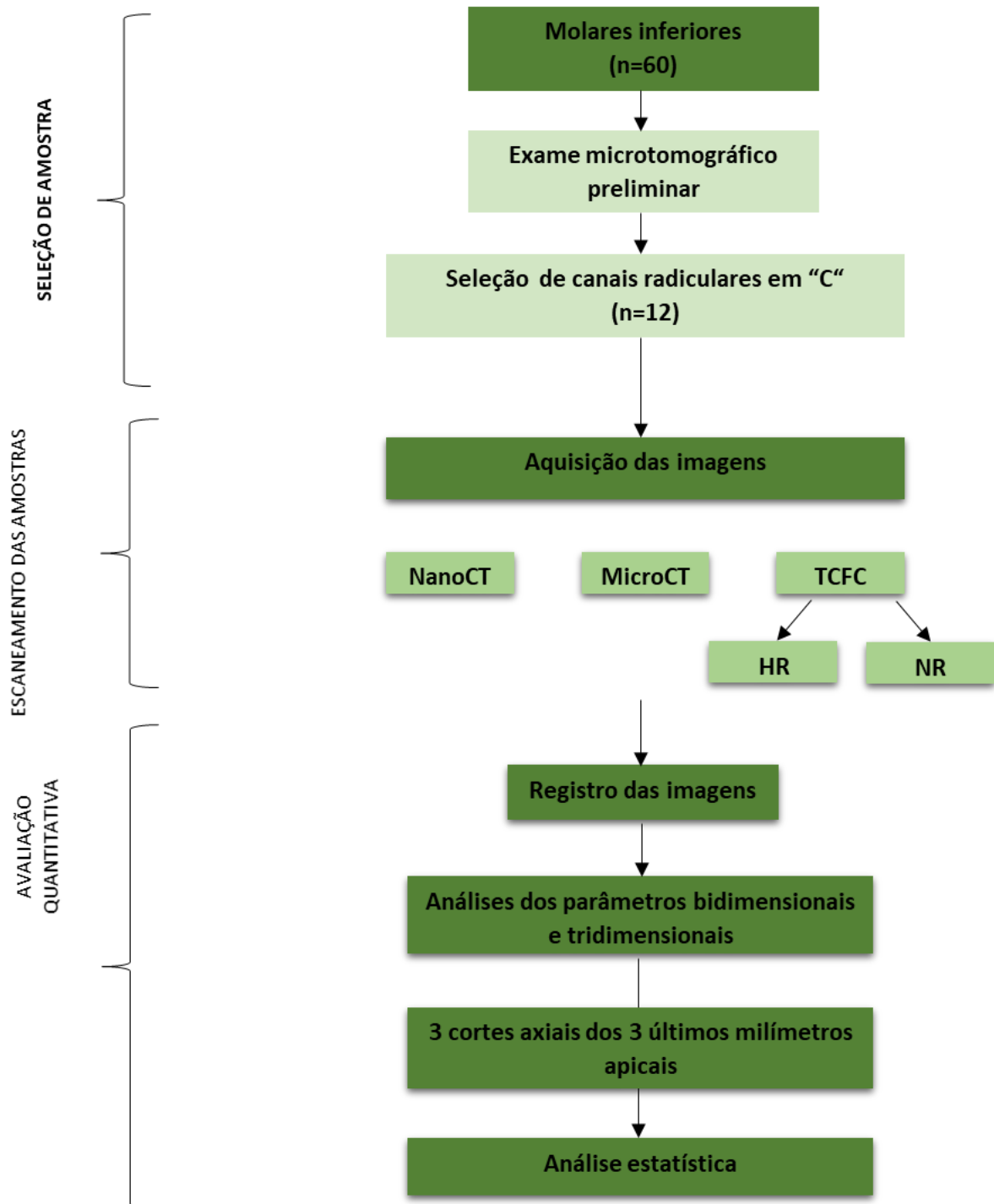


Figura 1. Fluxograma da sequência metodológica utilizada nas diferentes etapas do presente estudo. HR: High resolution (Alta resolução); NR: Normal resolution (resolução padrão).

3.1 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), foram obtidos, no banco de dentes da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo, 60 molares inferiores

humanos com rizogênese completa e ausência de cárie, 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).

3.1.1 Exame microtomográfico preliminar

Os espécimes foram escaneados utilizando-se o microtomografo SkyScan modelo 1174 (SkyScan, Kontich, Bélgica) (Figura 2) do Laboratório de Pesquisa em Endodontia do Departamento de Odontologia Restauradora da FORP-USP. Para isso, uma porção de cera (Cera 7, Lyzanda, São Paulo, SP, Brasil) de aproximadamente 1 cm de altura foi adicionada à haste metálica giratória no interior do microtomógrafo e cada espécime foi individualmente fixado com sua porção coronária dentro da cera, o que facilitou o posicionamento de forma perpendicular à fonte de radiação, reduzindo assim, a possibilidade de movimentação do espécime durante o escaneamento. Em seguida, no programa de controle SkyScan 1174 v2, após a confirmação do posicionamento do espécime com auxílio da ferramenta *Video Image*, iniciou-se os escaneamentos utilizando os parâmetros de 50 kVp, 800 mA, resolução isotrópica de 19,65 μm , 360° de rotação em torno do eixo vertical com passo de rotação de 1°, quantidade total de 2 quadros (*frames*), com filtro de alumínio de 0,5 mm de espessura e tempo de escaneamento de 40 minutos. As projeções bidimensionais das imagens geradas foram arquivadas no formato Tagged Image File (TIFF). Após o término do escaneamento, os dentes foram imersos em soro fisiológico e armazenados em estufa (37°C).



Figura 2. Microtomógrafo SkyScan modelo 1174 (SkyScan, Kontich, Bélgica) utilizado no escaneamento preliminar para seleção das amostras.

A etapa seguinte consistiu na reconstrução das secções axiais a partir das projeções angulares, por meio do algoritmo de reconstrução de Feldkamp modificado, usando o programa NRecon v.1.6.6.0 (Buker-microCT, Kontich, Bélgica). Foi aplicada a redução de artefatos em forma de anel (Ring Artifact) no valor de 10 (escala de 0-20), de endurecimento de feixe (Beam Hardening) no percentual de 30% (escala de 0- 100%), de suavização (Smoothing) no valor de 2 (escala de 0-10). As secções axiais reconstruídas foram salvas em formato Bitmap (.bmp).

Após reconstrução das imagens, utilizando o programa DataViewer v.1.5.4.0 - 64bit (Bruker-microCT, Kontich, Bélgica), a amostra foi criteriosamente avaliada e foram selecionados 12 molares inferiores que apresentaram raízes livres de nódulos pulpares, reabsorção interna e com canais radiculares em forma de “C”, segundo a classificação de FAN et al. (2009)

As coroas dos dentes selecionados, foram seccionadas perpendicularmente ao seu longo eixo, sob refrigeração constante, com velocidade de 350 rpm e peso de 75 g, em máquina de corte de precisão Isomet 1000 (Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA). Os dentes foram identificados numericamente e armazenados individualmente em recipientes de plástico contendo 1 mL de soro fisiológico, em estufa a 37°, por 72 horas, visando sua reidratação.

3.2 Parte 2. Aquisição das imagens por meio de nanoCT, microCT e TCFC

3.2.1 Nanotomografia computadorizada

Os espécimes foram escaneados no Nanotomógrafo Computadorizado Phoenix NanoTom M (GE) (Figura 3) do Departamento de Engenharia de Materiais da Faculdade de Ciências da Engenharia da Universidade Católica de Leuven, Bélgica.



Figura 3. Nanotomógrafo computadorizado Phoenix NanoTom M (GE, Wunstorf, Alemanha) alocado no Departamento de Física, Química e Engenharia - Faculdade de Ciências da Engenharia da Universidade Católica de Leuven, Bélgica.

Os espécimes foram removidos dos endorfes, e fixados no suporte metálico do nanoCT com auxílio de película de filme de parafina (Parafilm M, Bemis Company Inc) possibilitando sua perfeita adaptação ao suporte e evitando a movimentação da amostra durante o escaneamento.

Em seguida, iniciou-se o escaneamento com os parâmetros de 100 kV, 100 mA, resolução isotrópica de 4 μm , 360° de rotação em torno do eixo vertical com passo de rotação de 0,15° (*step rotation*), quantidade total de 6 quadros (*frames*),

com distribuição de movimentos aleatórios de 40 (*random movement*), totalizando três horas e quinze minutos de escaneamento e geração de 2401 projeções bidimensionais para cada espécime. Após o término do escaneamento, os espécimes foram novamente armazenados em estufa a 37° e 100% de umidade, visando a sua reidratação. As projeções bidimensionais das imagens geradas foram arquivadas no formato Tagged Image File (TIFF).

A partir das imagens adquiridas, as reconstruções axiais foram obtidas por meio do algoritmo de reconstrução de feixe cônico de Feldkamp modificado, usando o programa NRecon v 1.6.6.0 (Bruker - microCT). Para esta etapa, utilizou-se redução de artefatos em forma de anel (*Ring Artifact*) no valor de 3 (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). O histograma das imagens apresentou escala de contraste variando de 0,004 (valor mínimo) a 0,07 (valor máximo). As reconstruções axiais foram salvas em formato Joint Bitmap (.bmp).

3.2.2 Microtomografia computadorizada

Os espécimes foram escaneados no Microtomógrafo Computadorizado 1172 (Bruker – microCT) (Figura 4) do Departamento de Engenharia de Materiais da Faculdade de Ciências da Engenharia da Universidade Católica de Leuven, Bélgica.

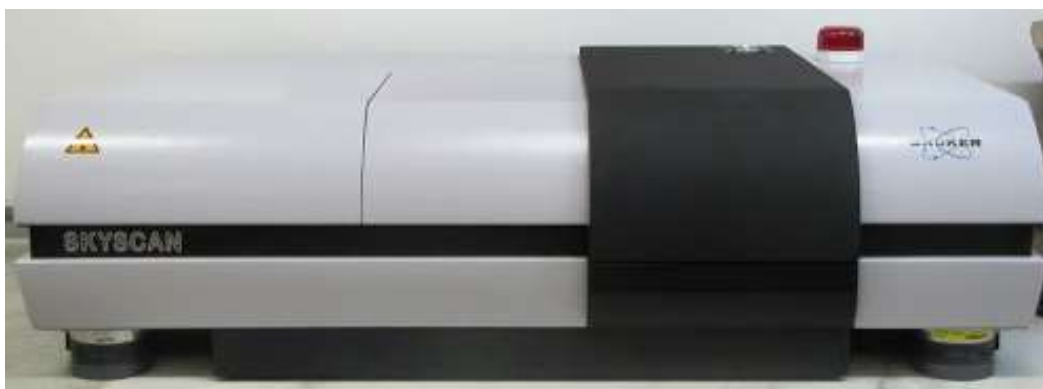


Figura 4. Microtomógrafo computadorizado Skyscan 1172 (Bruker – microCT, Kontich, Bélgica) alocado no Departamento de Física, Química e Engenharia - Faculdade de Ciências da Engenharia da Universidade Católica de Leuven, Bélgica.

As amostras foram posicionadas individualmente, e fixadas ao suporte metálico giratório no interior do microtomógrafo com uma porção de cera (Boxing Wax, Kerr Corporation, Orange, Califórnia, EUA) perpendicular à fonte de radiação

durante o escaneamento. Após a confirmação do posicionamento do espécime, com auxílio da ferramenta Video Image, deu-se início ao escaneamento utilizando os parâmetros de 100 kV, 100 mA, resolução isotrópica de 13 μm , 360° de rotação em torno do eixo vertical com passo de rotação de 0,7°, quantidade total de 3 quadros (*frames*), com filtro de cobre e alumínio de 0,5 mm de espessura, com duração de 40 minutos. As projeções bidimensionais das imagens geradas foram arquivadas no formato Tagged Image File (.tiff). Após a aquisição das imagens, os espécimes foram mantidos em tubos eppendorfs com soro fisiológico e armazenados em a 37°C.

Em seguida, a partir das 516 projeções bidimensionais obtidas após o escaneamento, deu-se início às reconstruções axiais por meio do algoritmo de reconstrução de feixe cônico de Feldkamp modificado, usando o programa NRecon v 1.6.6.0 (Bruker - microCT), aplicando 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 50% (escala de 0-100%), de suavização (*Smoothing*) no valor de 4 (escala de 0-10) O histograma das imagens apresentou escala de contraste variando de 0,004 (valor mínimo) a 0,07 (valor máximo). As secções axiais reconstruídas foram salvas em formato Joint Bitmap (.bmp).

3.2.3 Tomografia computadorizada de feixe cônico

Para o escaneamento em TCFC, as amostras foram fixadas em uma mandíbula humana macerada (Figura 5). Visando simular a atenuação dos tecidos moles durante o escaneamento em TCFC, a mandíbula foi revestida com mistura chamada Mix-D (OENNING et al., 2018; MAZZI-CHAVES et al., 2020), composta por 304 g de parafina, 152 g de polietileno, 32 g de óxido de magnésio e 12 g de dióxido de titânio (Tabela I).

Tabela I. Apresentação da composição química com quantidades em gramas (g) para manipulação da mistura Mix-D (OENNING et al., 2018) utilizada para a simulação dos tecidos moles em mandíbula macerada.

Composição química	Quantidade (g)
Cera de parafina	304
Polietileno	152
Óxido de magnésio	32
Dióxido de titânio	12

O Mix-D foi preparado a partir da mistura seca do dióxido de titânio, óxido de magnésio e parafina em panela pré-aquecida. Após o derretimento completo da parafina, o polietileno foi adicionado à mistura. Essa massa tem ponto de derretimento de 105°, entretanto, a temperatura de manuseio deve ser ajustada em torno de 200° a 240°, que foi atingida após 20 minutos do início da manipulação. Ao atingir este ponto, a mistura foi aplicada em finas camadas em toda a região interna e externa da mandíbula humana macerada. Levando em consideração a contração instantânea de 10% da massa do material (OENNING et al., 2018), a espessura final do Mix-D na mandíbula foi aproximadamente de 2 cm (Figura 5).

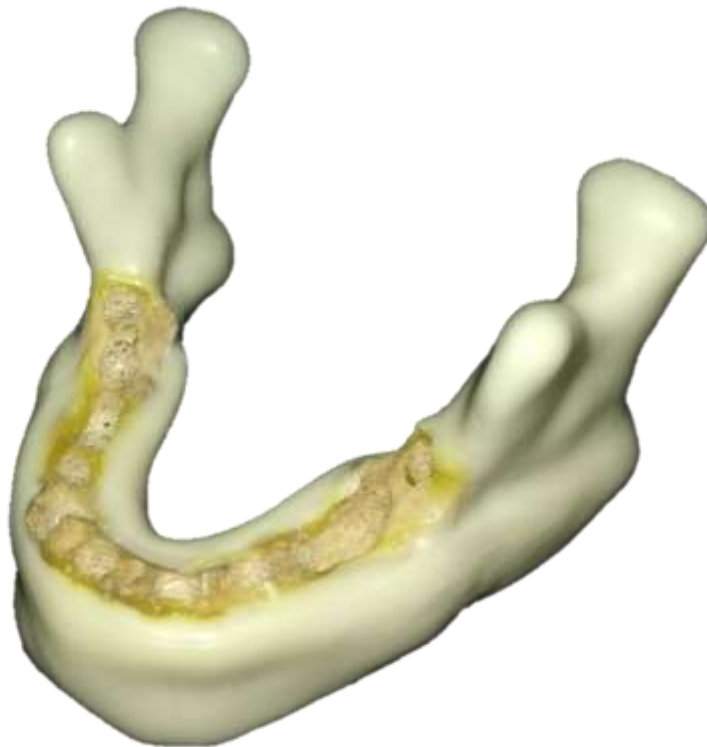


Figura 5. Mandíbula humana macerada do Laboratório de Pesquisa em Endodontia, após recobrimento com camada de 2 milímetros de resina Mix-D usado na simulação da atenuação dos tecidos mole para aquisição em TCFC.

Após o revestimento da mandíbula humana com Mix-D, os espécimes foram posicionados individualmente dentro de alvéolos artificialmente alargados. Assim, para a aquisição das imagens em TCFC, os espécimes foram escaneados utilizando-se os tomógrafos da Clínica de Imaginologia Oral da Faculdade de Medicina e Odontologia da Universidade Católica de Leuven, Bélgica: 1. 3D

Accuitomo 170 (J. Morita Corporation - Kyoto - Japão), 2. NewTom VGi evo (NewTom, Verona, Itália), 3. Planmeca ProMax 3D Max (Planmeca OY, Helsinki, Finlândia) e 4. Pax- i3D Green Premium (Vatech 3D Imaging Systems, Vatech, Gyeonggi, Coréia do Sul) (Figura 6). Os parâmetros de escaneamento foram padronizados (Tabela II, Anexo 2), sendo utilizados dois protocolos de escaneamento: em “alta resolução (High Resolution - HR)” e em “resolução padrão (*Normal Resolution - NR*)”.

Os protocolos utilizados para cada equipamento estão descritos a seguir:

3.2.4 Alta resolução (High resolution - HR)

3.2.4.1 D Accuitomo 170 (Acc): FOV de 4 x 4 cm, 5 mA, 90 kVp, 0,08 mm³ de *voxel*.

3.2.4.2 NewTom VGi evo (New): FOV de 5 x 5 cm, 3 mA, 110 kVp, 0,15 mm³ de *voxel*.

3.2.4.3 ProMax 3D Max (Pro): FOV de 5 x 5 cm, 12 mA, 96 kVp, 0,075 mm³ de *voxel*.

3.2.4.4 Pax- i3D Green Premium (Pax): FOV de 8 x 8 cm, 6 mA, 108 kVp, 0,12 mm³ de *voxel*.

3.2.5 Resolução padrão (Normal resolution - NR)

3.2.5.1 3D Accuitomo 170 (Acc): FOV de 4 x 4 cm, 5 mA, 90 kVp, 0,08 mm³ de *voxel*.

3.2.5.2 NewTom VGi evo (New): FOV de 5 x 5 cm, 3 mA, 110 kVp, 0,3 mm³ de *voxel*.

3.2.5.3 ProMax 3D Max (Pro): FOV de 5 x 5 cm, 5 mA, 96 kVp, 0,2 mm³ de *voxel*.

3.2.5.4 Pax- i3D Green Premium (Pax): FOV de 8 x 8 cm, 4 mA, 80 kVp, 0,12 mm³ de *voxel*.



Figura 6. Aparelhos de tomografia computadorizada de feixe cônico da Clínica de Cirurgia Buco Maxilo facial, Imaginologia e Patologia Oral da Faculdade de Medicina e Odontologia da Universidade Católica de Leuven, Bélgica. **(A)** 3D Accuitomo 170 (J. Morita Corporation - Kyoto - Japão); **(B)** NewTom VGi evo (NewTom, Verona, Itália); **(C)** Planmeca ProMax 3D Max (Planmeca OY, Helsinki, Finlândia) e **(D)** Pax- i3D Green Premium (Vatech 3D Imaging Systems, Vatech, Gyeonggi, Coréia do Sul).

Tabela II. Tabela descritiva dos protocolos de aquisição utilizados para as imagens em nanoCT, microCT e tomógrafos computadorizados de feixe cônico.

	NanoCT	MicroCT	3D Accuitomo 170		NewTom VGi evo		ProMax 3D Max		Pax- i3D Green Premium	
Campo de visão	-	-	4x4 cm		5x5 cm		5x5 cm		8x8 cm	
Corrente	100 mA	100 mA	5 mA		3 mA		12 mA	5 mA	6 mA	4 mA
Voltagem	100 kVp	100 kVp	90 kVp		110 kVp		96 kVp		108 kVp	80 kVp
Voxel isotrópico	4 µm	13 µm	0,08 mm ³		0,10 mm ³	0,20 mm ³	0,075 mm ³	0,2 mm ³	0,12 mm ³	
Tempo de exposição	11700 s	9000 s	30,8 s	17,5 s	12 s	5 s	15 s	12 s	11 s	
Filtro	Cu 0,1 mm	CuAl 0,5mm	-		-		-		-	
Passo de rotação	0,15°	0,5°	-		-		-		-	
Rotação	360°	360°	360°	180°	360°	180°	270°	180°	360°	360°
Projeções bidimensionais	2401	516	924	525	335	167	774	291	667	
Produto dose – área (DAP)	-	-	7,06	4,02	1,48	0,90	11,54	4,15	5,69	2,11
			Gy.cm ²	mGy.cm ²	mGy.cm ²	mGy.cm ²	mGy.cm ²	mGy.cm ²	mGy.cm ²	mGy.cm ²
Produto miliamperagem - tempo			154 mAs	87,5 mAs	36 mAs	15 mAs	180 mAs	60 mAs	66 mAs	44 mAs
Protocolo	HR	HR	HR	NR	HR	NR	HR	NR	HR	NR

3.3 Parte 3. Registro das imagens de nanoCT, microCT e TCFC

Todos os registros foram realizados com o programa Elastix (<http://elastix.isi.uu.nl/>, University Medical Center Utrecht e colaboradores) (KLEIN et al., 2010; MAZZI-CHAVES et al., 2020), que é parcialmente baseado no ITK (Insight Segmentation and Registration Toolkit). Um registro de resolução múltipla foi realizado com base na métrica de informações mútuas, com os escaneamentos de microCT como a imagem "fixa" ou imagem de referência e os escaneamentos de TCFC como a imagem "em movimento". A transformação da imagem registrada era rígida, implicando que somente a translação e a rotação da imagem foram possíveis (sem alteração de escalas, que foram realizadas durante o pré-registro, ou outras deformações). As imagens alinhadas das TCFCs foram salvas no formato .dicom e convertidas em .bmp para posterior análise.

3.4 Parte 4. Avaliação quantitativa dos parâmetros bidimensionais e tridimensionais

A análise quantitativa dos parâmetros bidimensionais (circularidade, diâmetro maior, diâmetro menor e fator de forma) e tridimensionais (área de superfície, volume e índice de estrutura do modelo) dos canais radiculares foi realizada, por meio do programa CTAn v.1.18.4.0+ (SkyScan, Kontich, Bélgica), por meio da limiarização automática pelo método de Otsu.

Inicialmente, para a realização da limiarização determinada pelo programa (Otsu), foi utilizado a ferramenta "*automatic threshold*" no qual a segmentação das imagens dos valores de cinza foi obtida através do método de Otsu pelo software CTAn v.1.18.4.0 (SkyScan, Kontich, Bélgica). Posteriormente, o segundo passo consistiu na aplicação de uma série de 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.

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 e 3D analysis)*, foram obtidos dados referentes aos parâmetros bidimensionais de circularidade (mm), diâmetro maior (mm), diâmetro menor (mm), fator de forma, área de superfície (mm²), volume (mm³) e índice de estrutura dos modelos, dos canais radiculares das secções axiais em uma sequência de três cortes axiais localizados nos 3 milímetros finais do terço apical. Cada corte analisado, teve seu número de referência anotado em uma tabela, de forma que a análise do corte fosse correspondente para todos os aparelhos.

Os parâmetros foram analisados por dois avaliadores experientes em dois momentos distintos, respeitando um intervalo de 7 dias entre as avaliações.

A avaliação do erro absoluto foi determinada através do cálculo do Erro Absoluto (EA), para isso foi considerado como controle a medida das imagens do nanoCT obtidas através do método de *limiarização* realizado pelo operador. O EA foi calculado segundo a fórmula $EA = x_0 - x$ (x_0 equivale a média do valor do parâmetro e x a média das medidas controle). Os valores positivos de EA significam uma superestimação de medidas, enquanto que os valores negativos significam uma subestimação de medidas e valores próximos a 0 significam a acurácia entre os métodos e aparelhos avaliados.

3.5 Parte 5. Análise estatística

O teste de Fleiss' Kappa foi realizado para verificar a concordância inter e intra-observadores. Os dados quantitativos bidimensionais e tridimensionais apresentaram distribuição normal (teste de Shapiro-Wilk). Dessa forma, foi calculado o erro absoluto em valores médios e desvio padrão. Em seguida, para os parâmetros bidimensionais foi realizado o teste de análise de variância de 3 fatores (ANOVA) para comparação entre os aparelhos, métodos e milímetros. Já para os parâmetros tridimensionais foi realizado o teste de análise de variância de 2 fatores (ANOVA) para comparação entre os aparelhos e resolução. Para estabelecer a acurácia entre os aparelhos de TCFC foi calculado o erro absoluto de cada parâmetro tendo como valor de referência as medidas de nanoCT utilizando a limiarização automática de Otsu.

4. *Resultados*



4. RESULTADOS

4.1 Avaliação da acurácia

Após verificação da distribuição normal dos dados ($p>0,05$), a avaliação dos valores tridimensionais (volume, circularidade e SMI) e bidimensionais (circularidade, diâmetro maior e menor) foi realizada através da comparação do Erro Absoluto (EA), tendo como referência as medidas das imagens de nanoCT.

Em relação aos parâmetros tridimensionais, destaca-se que o microCT apresentou os menores valores de EA para os parâmetros de volume e área de superfície (Tabela 3). Não houve diferença ($p>0,05$) na comparação dos dados de SMI entre aparelhos.

Tabela 3. Médias e desvios padrões do EA, de cada aparelho de microCT e TCFC, para os parâmetros tridimensionais de Volume, área de superfície e SMI

MicroCT		Volume	Área de Superfície	SMI
		1,19 ± 0,7A	-0,67 ± 0,4 A	-0,16 ± 0,1 A
New	HR	15,78 ± 1,2B	-2,24 ± 1,9 B	-2,23 ± 0,2 A
	NR	23,75 ± 1,7C	4,75 ± 0,8 C	-2,48 ± 0,2 A
Vat	HR	14,57 ± 1,3B	-2,96 ± 0,3 B	-2,37 ± 0,2 A
	NR	17,36 ± 1,9B	5,78 ± 1 C	-2,57 ± 0,4 A
Plan	HR	25,04 ± 2,1C	-2,36 ± 0,7 B	-2,23 ± 0,1 A
	NR	23,61 ± 1,2C	21,1 ± 2,5 D	-2,05 ± 0,3 A
Acc	HR	4,18 ± 1,3D	-25,32 ± 1 E	-2,29 ± 0,1 A
	NR	7,23 ± 2D	-31,53 ± 1,2 F	-2,27 ± 0,2 A

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

Cabe salientar que, entre as resoluções dos aparelhos de TCFC, observou-se os menores valores de EA para os parâmetros de volume e área de superfície para todos os aparelhos avaliados, quando utilizado o protocolo de alta resolução (HR) (Tabela 3).

Em contrapartida, não houve diferença ($p>0,05$) nos dados bidimensionais entre os aparelhos, etapas, parâmetros e milímetros analisados (Tabelas de 4 a 6).

Tabela 4. Médias e desvios padrões do EA, de cada aparelho de microCT e TCFC, para os parâmetros bidimensionais de circularidade, diâmetro maior e diâmetro menor à 1mm do ápice

MicroCT		Circularidade	Diâmetro Maior	Diâmetro menor
		0,01 ± 0,2	0,01 ± 0,3	-0,03 ± 0,2
New	HR	-0,02 ± 0,2	0,01 ± 0,4	-0,3 ± 0,3
	NR	0,03 ± 0,2	0,2 ± 0,4	0,75 ± 0,5
Vat	HR	0,03 ± 0,2	0,18 ± 0,4	-0,13 ± 0,3
	NR	0,05 ± 0,1	-0,21 ± 0,4	1,1 ± 0,3
Plan	HR	0,02 ± 0,2	-0,08 ± 0,8	-0,09 ± 0,2
	NR	0,02 ± 0,2	0,05 ± 1,1	-0,31 ± 0,3
Acc	HR	-0,02 ± 0,1	0,01 ± 0,2	-0,31 ± 0,1
	NR	0,3 ± 0,2	0,62 ± 0,4	1,57 ± 0,2

Tabela 5. Médias e desvios padrões do EA, de cada aparelho de microCT e TCFC, para os parâmetros bidimensionais de circularidade, diâmetro maior e diâmetro menor à 2mm do ápice

		Circularidade	Diâmetro Maior	Diâmetro menor
MicroCT		0,02 ± 0,1	0,03 ± 0,4	0,03 ± 0,1
New	HR	0,01 ± 0,2	0,07 ± 0,7	0,02 ± 0,6
	NR	-0,04 ± 0,2	0,14 ± 0,6	-0,12 ± 0,4
Vat	HR	0,1 ± 0,3	0,12 ± 1,1	-0,16 ± 0,2
	NR	0,01 ± 0,1	0,04 ± 0,3	-0,15 ± 0,4
Plan	HR	-0,02 ± 0,2	-0,03 ± 0,4	-0,21 ± 0,2
	NR	0,01 ± 0,1	-0,11 ± 0,5	-0,22 ± 0,4
Acc	HR	0,01 ± 0,1	0,14 ± 0,2	0,08 ± 0,1
	NR	-0,02 ± 0,2	0,47 ± 0,1	-0,12 ± 0,3

Tabela 6. Médias e desvios padrões do EA, de cada aparelho de microCT e TCFC, para os parâmetros bidimensionais de circularidade, diâmetro maior e diâmetro menor à 3mm do ápice

		Circularidade	Diâmetro Maior	Diâmetro menor
Micro-CT		-0,03 ± 0,3	0,04 ± 0,9	0,001 ± 0,2
New	HR	-0,02 ± 0,2	0,03 ± 0,8	0,03 ± 0,5
	NR	0,03 ± 0,1	0,21 ± 0,5	-0,01 ± 0,5
Vat	HR	0,01 ± 0,2	0,1 ± 0,4	-0,01 ± 0,5
	NR	0,03 ± 0,3	0,04 ± 0,8	-0,07 ± 0,2
Plan	HR	0,01 ± 0,2	0,01 ± 0,1	-0,13 ± 0,4
	NR	0,06 ± 0,2	0,06 ± 0,4	0,13 ± 0,4
Acc	HR	-0,01 ± 0,1	0,03 ± 0,8	0,32 ± 0,8
	NR	0,03 ± 0,1	0,72 ± 0,3	-0,01 ± 0,6

As tabelas 7, 8 e 9 mostram as médias dos valores bidimensionais de diâmetro maior, diâmetro menor e fator de forma obtido nas imagens dos diferentes aparelhos a 1, 2 e 3 milímetros do ápice. Não houve diferença estatística ($p > 0,05$) entre as medidas realizadas nas imagens dos diferentes aparelhos.

Tabela 7. Médias e desvios padrões para os parâmetros bidimensionais, de cada aparelho de nanoCT, microCT e TCFC, à 1mm do ápice

		Diâmetro Maior	Diâmetro menor	Fator de Forma
NanoCT		1,45 ± 0,34	0,94 ± 0,43	0,55 ± 0,32
MicroCT		1,63 ± 1,12	0,99 ± 0,48	0,57 ± 0,26
New	HR	1,65 ± 1,01	0,83 ± 0,37	0,70 ± 0,27
	NR	1,46 ± 0,64	0,73 ± 0,37	0,80 ± 0,22
Vat	HR	1,63 ± 0,69	1,02 ± 0,49	0,71 ± 0,25
	NR	1,24 ± 0,49	0,80 ± 0,31	0,79 ± 0,15
Plan	HR	1,50 ± 0,97	0,83 ± 0,30	0,73 ± 0,2
	NR	1,37 ± 0,95	0,76 ± 0,44	5,68 ± 1,23
Acc	HR	2,07 ± 1,05	1,10 ± 0,52	0,67 ± 0,27
	NR	1,46 ± 0,64	0,73 ± 0,37	0,80 ± 0,22

Tabela 8. Médias e desvios padrões para os parâmetros bidimensionais, de cada aparelho de nanoCT, microCT e TCFC, à 2 mm do ápice

		Diâmetro Maior	Diâmetro menor	Fator de Forma
NanoCT		1,60 ± 0,54	1,06 ± 0,41	0,54 ± 0,34
MicroCT		1,63 ± 0,74	1,09 ± 0,50	0,62 ± 0,23
New	HR	1,67 ± 0,70	1,08 ± 1,01	0,68 ± 0,24
	NR	1,74 ± 0,87	0,94 ± 0,48	0,76 ± 0,26
Vat	HR	1,72 ± 0,74	0,90 ± 0,38	0,70 ± 0,24
	NR	1,64 ± 0,68	0,91 ± 0,31	0,71 ± 0,21
Plan	HR	1,57 ± 0,65	0,85 ± 0,37	0,68 ± 0,25
	NR	1,49 ± 0,49	0,84 ± 0,44	0,76 ± 0,20
Acc	HR	2,07 ± 0,85	1,14 ± 0,63	0,66 ± 0,24
	NR	1,74 ± 0,87	0,94 ± 0,48	0,76 ± 0,26

Tabela 9. Médias e desvios padrões para os parâmetros bidimensionais, de cada aparelho de nanoCT, microCT e TCFC, à 3 mm do ápice

		Diâmetro Maior	Diâmetro menor	Fator de Forma
NanoCT		1,78 ± 0,43	1,05 ± 0,65	0,54 ± 0,28
MicroCT		1,82 ± 1,05	1,05 ± 0,40	0,51 ± 0,29
New	HR	1,99 ± 0,93	1,08 ± 0,54	0,65 ± 0,24
	NR	1,81 ± 0,89	1,04 ± 0,55	0,76 ± 0,22
Vat	HR	1,88 ± 0,89	1,04 ± 0,57	0,66 ± 0,21
	NR	1,82 ± 0,74	0,98 ± 0,44	0,67 ± 0,22
Plan	HR	1,79 ± 0,75	0,92 ± 0,40	0,68 ± 0,23
	NR	1,84 ± 0,60	1,18 ± 0,51	0,75 ± 0,24
Acc	HR	2,50 ± 0,94	1,37 ± 0,75	0,63 ± 0,24
	NR	1,81 ± 0,89	1,04 ± 0,89	0,76 ± 0,22

5. Discussão



5. Discussão

As características do sistema de canais radiculares em forma de “C” representa um desafio durante o diagnóstico e planejamento em Endodontia (SILVEIRA et al., 2010; SILVA et al., 2013; NEJAIM et al., 2020; KADDOURA et al., 2020; BAGHBANI et al., 2021; GAZZANEO et al., 2021), uma vez que esta variação anatômica pode dificultar o preparo biomecânico, limpeza, desinfecção e obturação, interferindo diretamente no sucesso do tratamento endodôntico (WEINE, 1998; FAN et al., 2004; FERNANDES et al., 2014, PAWAR et al., 2017; SHEMESH et al., 2017; MAZZI-CHAVES et al., 2020). Assim, se faz necessário o seu diagnóstico por meio de recursos imaginológicos previamente ao início do tratamento.

Os recursos imaginológicos, como as TCFCs, têm sido amplamente utilizados nos processos de diagnóstico, planejamento, tratamento e acompanhamento em Endodontia, por fornecer imagens de resolução submilimétrica precisas e confiáveis em todas as dimensões espaciais (TSIKLAKIS et al., 2005; PATEL et al., 2007a; PATEL et al., 2007b; SCARFE; FARMAN, 2008; KAMBUROĞLU et al., 2013; ESKANDARLOU et al., 2014; TOZOGLU; CAKUR, 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2017; ESTRELA et al., 2018; LAMIRA, 2018; VASCONCELOS et al., 2018), além de permitir a avaliação tridimensional do sistema de canais radiculares e estruturas de suporte adjacentes, com alta resolução, menor tempo de escaneamento, exposição e dose de radiação dependendo dos parâmetros utilizados bem como fornecem dados quantitativos bi e tridimensionais (PAUWELS et al., 2012; ESTRELA et al., 2015a; ESTRELA et al., 2015b; ESTRELA et al., 2015c; VASCONCELOS et al., 2015; PATEL et al., 2015; WEISSMAN et al., 2015; ESTRELA et al., 2016; MAMEDE-NETO et al., 2017; PATEL et al., 2017; NEELAKANTAN et al., 2018; PATEL et al., 2018; PAUWELS, 2018; CAMARGO et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020; MAAZI-CHAVES et al., 2021), o que pode auxiliar no diagnóstico de canais radiculares em forma de “C” previamente ao início do tratamento, o que torna importante entender como as imagens obtidas em diferentes equipamentos de TCFC e microCT, podem interferir no diagnóstico clínico e laboratorial em Endodontia, tendo a nanoCT, como padrão de referência.

Para o desenvolvimento deste estudo, utilizou-se quatro tomógrafos computadorizados de feixe cônico com protocolos de aquisição variados (alta resolução e resolução padrão) e diferentes especificações técnicas (fonte, detectores, kVp, mAs, FOV, *voxel* e algoritmos de reconstrução), que permitiram a avaliação da acuidade do diagnóstico tridimensional em Endodontia. Como padrão de referência e de comparação, foram utilizadas a nanoCT e microCT, respectivamente, por serem métodos de pesquisa laboratoriais com características semelhantes à TCFC uma vez que são não destrutivos e, por meio de radiação X, fornecem imagens tridimensionais de alta resolução e acuidade, permitindo a avaliação qualitativa e quantitativa de parâmetros bidimensionais (circularidade, diâmetros maior e menor) e tridimensionais (volume, área de superfície e SMI) da anatomia (COTTON et al., 2007a; COTTON et al., 2007b; PARKINSON; SASOV, 2008; VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2011; DURACK; PATEL, 2012; VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2012; VERSIANI et al., 2013; LEONI et al., 2014; SOUZA-FLAMINI et al., 2014; ALVES et al., 2016; DE-DEUS et al., 2016; KELES et al., 2016; BRASIL et al., 2017; CELIKTEN et al., 2017; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2017; JARDINE et al., 2017; LEONI et al., 2017; ZUOLO et al., 2017; NEELAKANTAN et al., 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; VERSIANI et al., 2018), possibilitando, assim, a realização de estudos comparativos com resultados fidedignos.

Entretanto, destaca-se que devido aos elevados parâmetros de energia (kVp e mA) e menores tamanhos de *voxels* utilizados pelo nanoCT e microCT, que resultam em longos tempos de escaneamento e altas doses de radiação, estas duas metodologias são aplicadas apenas laboratorialmente, fornecendo subsídios para a realização do diagnóstico de variações anatômicas e determinação dos protocolos de tratamento endodôntico (MEGANCK et al., 2009; KOVACS et al., 2009; ZOU et al., 2011; CELIKTEN et al., 2017; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2017; PATEL et al., 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; VERSIANI et al., 2018), o que tem guiado e impulsionado o desenvolvimento das pesquisas clínicas.

Para simular as condições clínicas e a atenuação dos feixes de raios X nos tecidos moles e duros, os dentes foram posicionados, previamente ao escaneamento, em alvéolos artificiais criados em mandíbula humana macerada revestida com cera artificial – Mix-D, desenvolvida em laboratório a partir de uma mistura em alta fusão de parafina, polietileno, óxido de magnésio e dióxido de titânio

(BRAND; KUBA; BRAUNREITER, 1989; OENNING et al., 2018; CAMARGO et al., 2020; LAMIRA et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020). A literatura tem demonstrado que o uso do Mix-D como simulador de tecidos moles aplicado em torno de 2 milímetros de espessura, corresponde à espessura do tecido gengival, permitindo a delimitação exata das estruturas anatômicas avaliadas. No presente estudo, observou-se que a utilização do Mix-D método usado foi capaz de reproduzir efeito de transmissão e absorção dos raios X gerados nos tecidos moles, uma vez que este material possui número atômico semelhante ao dos tecidos moles (BRAND; KUBA; BRAUNREITER, 1989; OENNING et al., 2018; CAMARGO et al., 2020; LAMIRA et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020). Outra vantagem do método é tratar-se de uma técnica relativamente prática e exequível, contanto que as proporções químicas e os protocolos de fusão e imersão sejam devidamente seguidos (OENNING et al., 2018; CAMARGO et al., 2020; LAMIRA et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

Após a aquisição e reconstrução dos volumes tridimensionais, as imagens dos diferentes protocolos foram registradas, a fim de que se correspondessem do terço cervical ao apical ao longo de todo o canal radicular, nas reconstruções axiais, sagitais e coronais, obtendo-se a determinação exata do mesmo ponto em todas as reconstruções, para os diferentes protocolos e equipamentos, garantindo a fidelidade das análises bidimensionais e tridimensionais (MELO et al., 2013; PAUWELS et al., 2013; VASCONCELOS et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2018; CAMARGO et al., 2020; LAMIRA et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

Destaca-se que neste estudo, a análise quantitativa dos parâmetros bidimensionais e tridimensionais foi realizada de forma independente, aleatória e randomizada por examinador calibrado, com experiência em navegação dinâmica e interpretação de imagens tridimensionais, em todos os volumes adquiridos em TCFC, microCT e nanoCT. As avaliações foram realizadas em sala escura e livre de ruídos sonoros, com monitor de alta resolução, e contraste e nitidez ajustados a fim de permitir melhor visualização das imagens, o que possivelmente contribuiu para a obtenção de dados mais fidedignos e consistentes (ELSALTANI et al., 2016; RABELO et al., 2017; FOX et al., 2018; GAËTA-ARAÚJO et al., 2018; CAMARGO et al., 2020; LAMIRA et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

No presente estudo, a avaliação entre os métodos de limiarização foi determinada através da comparação das médias do erro absoluto (EA) de cada

aparelho (TCFC e microCT) e resolução, em relação à medida controle, obtida pelo nanoCT. Segundo LUDLOW et al. (2007) e DAMSTRA et al. (2010), este método tem sido utilizado na literatura 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 os valores encontrados pela limiarização automática de Otsu, pode estar relacionada à resolução de contraste de cada aparelho de TCFC avaliado, uma vez que a delimitação e distinção dos objetos de diferentes densidades, ocorre de forma automática, levando em consideração o contraste e a média dos tons de cinza encontrados (OTSU, 1979; SAUVOLA; PIETAKSINEN, 2000; MOREIRA et al., 2012; KORFIATIS; TASSANI; MATSOPOULOS, 2017; CAMARGO et al., 2020). 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., 2014b; MICHETTI et al., 2015; PAUWELS, 2018; CAMARGO et al., 2020) levando a sub ou superestimação dos valores encontrados.

Em relação aos resultados, quando avaliado o erro absoluto dos parâmetros tridimensionais em TCFC, observam-se diferenças entre os equipamentos, parâmetros tridimensionais e resoluções, sendo que os protocolos de aquisição selecionados nos tomógrafos 3D Accuitomo 170 e NewTom VGi evo apresentaram os menores valores de erro absoluto e, conseqüentemente, menor super ou subestimação dos parâmetros avaliados, com maior possibilidade de uso das imagens para diagnóstico clínico em Endodontia, quando comparado aos equipamentos ProMax 3D Max e Pax-i3D Green Premium.

Destaca-se que todos os TCFCs avaliados apresentaram o detector *flat panel detector*, que propõe eliminar processos específicos de compensação para correção de discrepâncias e erros antes da reconstrução dos volumes obtidos, aumentando o contraste e relação sinal/ruído e dessa forma, garantindo a redução da quantidade de artefatos produzidos (BARRET; KEAT, 2004; SCARFE; FARMAN, 2008; SCHULZE et al., 2010; SCHULZE et al., 2011; METSKA et al., 2012; ESMAEILI et al., 2013; PAUWELS et al., 2013; PATEL et al., 2015; SUOMALAIMEN et al., 2015; TANG et al., 2018).

A análise dos parâmetros tridimensionais evidenciou a presença de canais volumosos com extensa área de superfície, o que torna ainda mais criterioso os processos de limpeza, modelagem, desinfecção e obturação dos canais radiculares em forma de "C". Em relação aos valores de SMI encontrados evidenciam uma forma tridimensional cilíndrica do SCR. Nesse sentido, devido à grande área e volume do canal radicular em "C", e a dificuldade do toque dos instrumentos em todas as paredes do canal, destaca-se a necessidade da criteriosa realização dos procedimentos de irrigação e aspiração (WEINE, 1998; AMOROSO-SILVA et al., 2015; ORDINOLA-ZAPATA et al., 2015; ALKAABI et al., 2017).

Os resultados obtidos no presente estudo sugerem que o menor erro absoluto dos parâmetros tridimensionais observado nos protocolos de aquisição realizados no 3D Accuitomo 170 e NewTom VGi evo se devem à associação entre fatores como: menor tamanho de *voxel*, maior número de projeções bidimensionais adquiridas e rotação de 360°, principalmente no protocolo de alta resolução. Ainda, particularmente para as aquisições realizadas no NewTom VGi evo, a alta kVp também pode ter influenciado. Esses resultados corroboram com a literatura que tem demonstrado que a utilização de elevada kVp, associada a *voxels* isotrópicos reduzidos, e à rotação do conjunto fonte-detector em 360°, propicia a produção de maior quantidade de imagens bases, fornecendo maior número de informações para o processo de reconstrução, bem como maior resolução espacial e contraste, além de aumentar a relação sinal-ruído e a suavização das imagens, que acarretarão na redução da expressão dos artefatos gerados que podem comprometer a qualidade da imagem obtida e dessa forma interferir no diagnóstico em Endodontia (EZELDEEN et al., 2017; ESTRELA et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; FREITAS; VASCONSCELOS; NOUJEIM, 2018; LAMIRA, 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; CAMARGO et al., 2020; LAMIRA et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

A elevada kVp permite aumentar a energia média do feixe de raios X, acarretando maior capacidade de penetração, diminuindo o efeito de endurecimento do feixe (JACOBS, 2011; PAUWELS et al., 2012; BECHARA et al., 2013, NEMTOI et al., 2013; PATEL et al., 2014; PAUWELS et al., 2014; MICHETTI et al., 2015; PATEL et al., 2017; DOYLE et al., 2018; PAUWELS, 2018). Entretanto, vale ressaltar que o aumento da kVp ou da mA, influenciam diretamente na quantidade de dose de

radiação em que o paciente é exposto (BECHARA et al., 2013, NEMTOI et al., 2013, MARET et al., 2014, PAUWELS et al., 2014, MICHETTI et al., 2015).

Por outro lado, os maiores valores de erro absoluto, e consequente maior super ou subestimação, foi observado nos protocolos realizados nos equipamentos ProMax 3D Max e Pax-i3D Green Premium. Em relação às aquisições obtidas no ProMax 3D Max, tais resultados podem ser explicados pelo baixo valor de kVp, além de rotação de apenas 270° durante o escaneamento, o que corrobora com outros trabalhos em que os parâmetros de aquisição selecionados influenciaram no número de projeções bidimensionais com menor volume de informações para a reconstrução e, na razão sinal-ruído, levando à maior expressão de artefatos e distorção linear (ESMAEILI et al., 2012; HUNTER; MCDAVID, 2012; KOCASARAC et al., 2016; CODARI et al., 2017; FAKHAR et al., 2017; CAMARGO et al., 2020; LAMIRA et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020). Além disso, este tomógrafo opera com variados picos de tensão e/ou voltagem, fornecendo diferentes energias de feixes ativos, que pode ter sido absorvido de diferentes formas pelo objeto em análise, o que também pode ter contribuído para a obtenção destes resultados (CODARI et al., 2017; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

Em relação aos protocolos de escaneamento realizados no Pax-i3D Green Premium, os diferentes valores de kVp levando em consideração os protocolos de alta e baixa resolução, parecem ter influenciado neste equipamento, uma vez que houve diferenças estatísticas entre os dois protocolos, para o parâmetro de área de superfície. Além disso, este tomógrafo apresenta um padrão de aquisição de imagens bastante único, no qual múltiplas rotações são realizadas, e em cada uma, várias faixas verticais são adquiridas e após o processo de reconstrução formam uma imagem única do objeto (BRASIL et al., 2019; MAZZI-CHAVES et al., 2020). Dessa forma, durante a reconstrução das aquisições bidimensionais, esse processo de montagem das imagens pode ser dificultado, com a omissão de informações durante a captação de algumas dessas faixas verticais. Além disso, no caso deste equipamento, o conjunto fonte-detector faz múltiplas rotações ao redor da cabeça do paciente e gera grande número de projeções bidimensionais, porém de forma que cada projeção obtida corresponde a 1/6 ou 1/7 do FOV escaneado (Pax-i3D Green Premium User Manual, 2017), enquanto que para outros equipamentos, cada projeção obtida é equivalente ao objeto em análise, ou pelo menos metade dele (BRASIL et al., 2019; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

A limitação na visualização das áreas de istmos dos canais radiculares em forma de “C” pode estar relacionada à resolução de contraste de cada aparelho, que tem a finalidade de distinguir objetos de diferentes densidades, 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; PAUWELS et al., 2014; MICHETTI et al., 2015; DOYLE et al., 2018; PAUWELS, 2018). Somado a isso, o uso de dois painéis detectores sem colimação proporciona a saída relativamente baixa de voltagem e energia (kV e, mAs) pelo tubo, dificultando a visualização nítida das estruturas avaliadas (JACOBS, 2011; PAUWELS et al., 2012; NEMTOI et al., 2013; MARET et al., 2014; PAUWELS et al., 2014; RAZI et al., 2014; MICHETTI et al., 2015; DOYLE et al., 2018; PAUWELS, 2018; LAMIRA et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

Ainda, no presente estudo, o uso Mix-D na simulação dos tecidos moles, e a consequente presença de tecidos de diferentes densidades dentro de um mesmo FOV (estruturas ósseas e dentárias da mandíbula e Mix-D) pode ter levado à maior atenuação dos feixes de raios X, bem como pode ter alterado o padrão de ruído e a escala dos tons de cinza (OLIVEIRA et al., 2014; PAUWELS et al., 2015; OENNING et al., 2018), interferindo no contraste, nitidez e aumento da relação sinal/ruído, contribuindo para a menor qualidade diagnóstica das imagens de TCFC, comparados aos protocolos realizados em microCT e nanoCT, nos quais o volume adquirido levou em consideração apenas o dente de forma única e isolada.

Apesar das particularidades de cada equipamento de TCFC, existem ainda diferenças entre os algoritmos de reconstrução utilizados para cada um após a aquisição das imagens, o que influencia diretamente na maior ou menor quantidade de artefatos produzidos. Entretanto, tais informações são mantidas em sigilo por parte dos fabricantes, dificultando ao nosso entendimento como, e se cada equipamento realiza alguma sequência lógica para reduzir os artefatos durante a reconstrução, e se os resultados obtidos após este processo são mais estéticos do que reais (SCHULZE et al., 2011; DECÚRCIO et al., 2012; ESMAEILI et al., 2013; PAUWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; KOCASARAC et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; GAËTA-ARAÚJO 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; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; TANG et al., 2018; VASCONCELOS et al., 2018).

Por outro lado, as imagens obtidas em microCT utilizadas como padrão de comparação, apresentaram os menores valores de erro absoluto quando comparados aos demais protocolos em TCFC. Estes resultados são explicados pelos elevados valores de kVp, mA e tempo de escaneamento, associados ao menor tamanho de *voxel* e à rotação da amostra em 360°, que permitiram a obtenção de imagens de alta qualidade e resolução, reproduzindo de forma fidedigna a estrutura avaliada (KOVACS et al., 2009; MEGANCK et al., 2009; BRITO-JÚNIOR et al., 2012; CELIKTEN et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2017; HUANG et al., 2017; FOX; BASRANI; LAM, 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; VERSIANI et al., 2018). Além disso, o escaneamento apenas do dente, de forma isolada, sem a presença da mandíbula e Mix-D no campo de visão, reduziu a quantidade de radiação dispersa ou secundária e ruído, reduzindo a interferência na qualidade da imagem (BRAND; KUBA; BRAUNREITER, 1989; OLIVEIRA et al., 2014; PAUWELS et al., 2015; OENNING et al., 2018).

Ainda, para os protocolos em microCT, foi possível a realização da correção do detector (*flat field correction*) previamente à aquisição das imagens, permitindo a calibração do detector, o ajuste dos níveis de cinza, bem como a identificação de possíveis elementos defeituosos com correção automática (MEGANCK et al., 2009; HAMBAL et al., 2012; ZHU et al., 2013; HUANG et al., 2017; QUEIROZ et al., 2017; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; VERSIANI et al., 2018;), bem como a utilização de filtro de 0,5 milímetro de alumínio (Al).

Ainda, o maior número de projeções bidimensionais ou imagens base obtidas nos protocolos de microCT comparado aos TCFCs, contribuiu diretamente para a maior resolução e qualidade da imagem, fornecendo maior quantidade de informação sobre o objeto em análise, que serviu de base para a reconstrução do volume escaneado (KOVACS et al., 2009; MEGANCK et al., 2009; SCHULZE et al., 2011; ZOU et al., 2011; ZHU et al., 2013; HUANG et al., 2017; FONTENELE et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; VERSIANI et al., 2018). Entretanto, vale ressaltar que quanto maior o número de imagens base, maior será o tempo de escaneamento, processamento e

reconstrução, podendo levar à produção de artefatos de movimento, sendo necessário muitas vezes a realização de um novo exame (KOVACS et al., 2009; BECHARA et al., 2013a; BECHARA et al., 2013b; SPIN-NETO et al., 2013; HUANG et al., 2017; FONTENELE et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; HAHN et al., 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; VERSIANI et al., 2018).

Por fim, outro fator que pode ter influenciado nos menores valores de erro absoluto dos parâmetros bidimensionais e tridimensionais avaliados em microCT, foi o programa utilizado na reconstrução das imagens, que ao contrário dos programas de TCFCs avaliados no presente estudo, possibilitou a utilização de ferramentas adicionais e específicas para a redução de artefatos como a suavização (*smoothing*), redução dos artefatos em forma de anel (*ring artifact reduction*) e a correção do endurecimento de feixes (*beam hardening correction*). Essas ferramentas permitem ao operador contornar a atuação do fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X, por meio de um método de linearização com algoritmos de ajustes polinomiais de segunda ordem após a aquisição dos volumes, diferentemente dos programas de TCFC em que o processo de reconstrução é automático (KOVACS et al., 2009; ZOU et al., 2011; VERSIANI et al., 2018).

Por outro lado, quando avaliado os parâmetros bidimensionais de circularidade e diâmetros maior e menor, não se observou diferenças estatísticas entre os aparelhos e resoluções. Tal fato pode ser explicado, uma vez que as análises foram realizadas apenas nos últimos três milímetros apicais, e que segundo Wu et al., (2000), os canais radiculares no terço apical apresentam em sua maioria secção transversal com tendência circular, mesmo diante de canais radiculares em forma de “C”, como avaliado no presente estudo. Assim, a forma circular da secção transversal no terço apical pode ter facilitado a análise bidimensional e conseqüentemente favoreceu a redução da super e subestimação dos parâmetros avaliados.

Ainda, destaca-se que as maiores dimensões lineares dos canais radiculares nos milímetros apicais, podem ter facilitado a identificação e delimitação das estruturas, dentina e canal radicular, 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 et al. (2020) e CAMARGO et al. (2020) que observaram 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 aparelhos de TCFC e microCT.

Vale ressaltar que o achatamento do canal em forma de “C” reflete diretamente na diferença entre o diâmetro maior e menor. O diâmetro maior foi, em média, duas vezes maior que o diâmetro menor, em todos os aparelhos avaliados, o que corrobora com outros trabalhos presentes na literatura (AMOROSO-SILVA et al., 2015, ORDINOLA-ZAPATA et al., 2015; ALKAABI et al., 2017; PAWAR et al., 2017). A diferença entre os diâmetros maior e menor deve ser considerada durante o preparo biomecânico, uma vez que a instrumentação pode levar a ocorrência de perfurações laterais e/ou apicais, ou ser insuficiente, impossibilitando a adequada limpeza desta região (LEONI et al., 2014, AMOROSO-SILVA et al., 2015; PAWAR et al., 2017). Além disso, essas áreas podem acumular *debris* dentinários levando à reinfecção do sistema de canais radiculares (COOKE; COX, 1979; JAFARZADEH et al., 2007; PAQUE et al., 2009; PAQUE; AL-JADAA; KFIR, 2012; DE-DEUS et al., 2015).

Vale ressaltar que apesar da diferença entre os diâmetros maior e menor, essa variação anatômica apresenta canais circulares no terço apical com amplos diâmetros apicais (AMOROSO-SILVA et al., 2015; ORDINOLA-ZAPATA et al., 2015), o que deve ser visto com atenção pelo clínico, uma vez isto pode dificultar a determinação do diâmetro anatômico clínico previamente ao preparo biomecânico e consequentemente comprometer a eficácia da instrumentação nas regiões cervical, média e apical, tornando-se necessário conhecer as diferentes complexidades anatômicas para otimizar a função de cada instrumento disponível no mercado (BUCHANAN, 1994; SOUSA-NETO et al., 2018).

Dessa forma, a indicação do uso de TCFC para avaliação dos parâmetros bidimensionais e tridimensionais em canais radiculares em forma de “C” deve ser vista com cautela, uma vez que apresentaram valores significativos de super ou subestimação. Assim, 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 frente a esses avanços e, baseado nos critérios de ALADA, saiba quando indicar exames por TCFC, reconhecer suas limitações, bem como extrair da melhor forma possível as informações fornecidas nas diferentes reconstruções (axial, sagital e coronal), com menores riscos e danos aos pacientes, aumentando a previsibilidade do diagnóstico, bem como garantir a qualidade do prognóstico do tratamento endodôntico.

6. *Conclusões*



6. CONCLUSÕES

Com base na metodologia utilizada e nos resultados obtidos neste estudo, é possível concluir que, independente da resolução e do tipo de aparelho de tomografia computadorizada de feixe cônico utilizado, todas as imagens avaliadas tiveram super ou subestimação dos parâmetros tridimensionais analisados, principalmente volume e área de superfície, o que deve ser visto com cautela no momento do diagnóstico e planejamento do tratamento endodôntico.

Referências



REFERÊNCIAS

1. AAE/AAOMR – American Association of Endodontists, American Academy of Oral and Maxillofacial Radiography. AAE and AAOMR Joint Position Statement - Use of Cone Beam Computed Tomography in Endodontics. *Pa. Dent. J. (Harrisb)*. **78**, 37-39 (2016).
2. Barrett, J. F., Keat, N. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. *RadioGraphics*. **24**, 1679–1691 (2004).
3. Bechara, B. et al. Number of basis images effect on detection of root fractures in endodontically treated teeth using a cone beam computed tomography machine: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. **115**, 676–681 (2013b).
4. Bechara, B., Alex McMahan, C., Moore, W., Noujeim, M., Teixeira, F., Geha, H. Cone beam CT scans with and without artefact reduction in root fracture detection of endodontically treated teeth. *Dentomaxillofac Radiol*. **42**, 20120245 (2013a).
5. 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*. **67**, 338–346 (1989).
6. Brasil, D. M., Pauwels, R., Coucke, W., Haiter-Neto, F., Jacobs, R. Image quality optimization using a narrow vertical detector dental cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol*. **48**, 20180357 (2019).
7. Brito-Júnior, 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*. **47**, 26–31 (2014).
8. Celikten, B. et al. Evaluation of root canal sealer filling quality using a single-cone technique in oval shaped canals: An *In vitro* Micro-CT study. *Scanning*. **38**, 133–140 (2016).
9. Celikten, B., Jacobs, R., De Faria Vasconcelos, K., 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*. **43**, 1517–1521 (2017).
10. Codari, M., De Faria Vasconcelos, K., Ferreira Pinheiro Nicolielo, L., Haiter Neto, F., Jacobs, R. Quantitative evaluation of metal artifacts using different CBCT devices, high-density materials and field of views. *Clin Oral implants Res*. **28**, 1509-1514 (2017).
11. Decurcio, D. A., Bueno, M. R., De Alencar, A. H., Porto, O. C., Azevedo, B. C., Estrela, C. Effect of root canal filling materials on dimensions of cone-beam computed tomography images. *J Appl Oral Sci*. **20**, 260-267 (2012).

12. Esmaeili, F., Johari, M., Haddadi, P. Beam hardening artifacts by dental implants: Comparison of cone-beam and 64-slice computed tomography scanners. *Dental Res J.* **10**, 376–381 (2013).
13. Esmaeili, F., Johari, M., Haddadi, P., Vatankhah, M. Beam Hardening Artifacts: Comparison between Two Cone Beam Computed Tomography Scanners. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* **6**, 49–53 (2012).
14. Estrela, C. et al. 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.* **44**, 1741-1748 (2018).
15. Estrela, C. et al. Study of Anatomical Relationship between Posterior Teeth and Maxillary Sinus Floor in a Subpopulation of the Brazilian Central Region Using Cone-Beam Computed Tomography - Part 2. *Braz Dent J.* **27**, 9–15 (2016).
16. Ezeldeen, M., Stratis, A., Coucke, W., Codari, M., Politis, C., Jacobs, R. As Low Dose as Sufficient Quality: Optimization of Cone-beam Computed Tomographic Scanning Protocol for Tooth Autotransplantation Planning and Follow-up in Children. *J Endod.* **43**, 210–217 (2017).
17. Fakhar, H. B., Emami, R., Moloudi, K., Mosavat, F. Effects of artifact removal on cone-beam computed tomography images. *Dental Res J.* **15**, 89–94 (2018).
18. Fakhar, H. B., Rashtchian, R., Parvin, M. Effect of Dental Implant Metal Artifacts on Accuracy of Linear Measurements by Two Cone-Beam Computed Tomography Systems Before and After Crown Restoration. *J Dent.* **14**, 329–336 (2017).
19. Fontenele, R. C., Nascimento, E. H., 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.* **47**, 20180021 (2018).
20. 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.* **44**, 869–874 (2018).
21. 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.* **44**, 828–833 (2018).
22. 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.* **47**, 20180151 (2018).
23. Freitas, D. Q., Vasconcelos, T. V., Noujeim, M. Diagnosis of vertical root fracture in teeth close and distant to implant: an in vitro study to assess the influence of artifacts produced in cone beam computed tomography. *Clin Oral Investig.* **23**, 1263-1270 (2019).

24. Gaêta-Araujo, H., Silva De Souza, G. Q., 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.* **43**, 1668–1673 (2017).
25. Hahn, A., Knaup, M., Brehm, M., Sauppe, S., Kachelriess, M. Two methods for reducing moving metal artifacts in cone-beam CT. *Med Phys.* **45**, 3671–3680 (2018).
26. Helvacioğlu-Yigit, D., Demirtürk Kocasarac, H., Bechara, B., Noujeim, M. Evaluation and Reduction of Artifacts Generated by 4 Different Root-end Filling Materials by Using Multiple Cone-beam Computed Tomography Imaging Settings. *J Endod.* **42**, 307–314 (2016).
27. Holberg, C., Steinhäuser, S., Geis, P., Rudzki-Janson, I. Cone-Beam Computed Tomography in Orthodontics: Benefits and Limitations. *J Orofac Orthop.* **66**, 434–444 (2005).
28. Huang, Y. et al. Micro-CT and nano-CT analysis of filling quality of three different endodontic sealers. *Dentomaxillofac Radiol.* **46**, 20170223 (2017).
29. Hunter, A., McDavid, W. Characterization and correction of cupping effect artefacts in cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* **41**, 217–223 (2012).
30. Iikubo, M. et al. Root canal filling materials spread pattern mimicking root fractures in dental CBCT images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* **120**, 521–527 (2015).
31. Jacobs, R. Dental cone beam CT and its justified use in oral health care. *JBR-BTR.* **94**, 254–265 (2011).
32. Klein, S., Staring, M., Murphy, K., Viergever, M. A., Pluim, J. P. W. Elastix: a toolbox for intensity-based medical image registration. *IEEE Trans Med Imaging.* **29**, 196–205 (2010).
33. Kocasarac, H. D., Helvacioğlu Yigit, D., Bechara, B., Sinanoglu, A., Noujeim, M. Contrast-to-noise ratio with different settings in a CBCT machine in presence of different root-end filling materials: an *in vitro* study. *Dentomaxillofac Radiol.* **45**, 20160012 (2016).
34. Kovács, M., Danyi, R., Erdélyi, M., Fejérdy, P., Dobó-Nagy, C. Distortional effect of beam-hardening artefacts on microCT: a simulation study based on an *in vitro* caries model. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **108**, 591–599 (2009).
35. Lo Giudice, R. et al. Accuracy of Periapical Radiography and CBCT in Endodontic Evaluation. *Int J Dent.* **16**, 2514243 (2018).
36. 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.* **11**, 71–78 (2017).

37. Martins, J. N. R., Ordinola-Zapata, R., Marques, D., Francisco, H., Caramês, J. Differences in root canal system configuration in human permanent teeth within different age groups. *Int Endod J.* **51**, 931-941 (2018).
38. 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. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* **1**, 7905-7908 (2015).
39. Nagarajappa, A., Dwivedi, N., Tiwari, R. Artifacts: The downturn of CBCT image. *J Int Soc Prev Community Dent.* **5**, 440-445 (2015).
40. Nemtoi, A., Czink, C., Haba, D., Gahleitner, A. Cone beam CT: a current overview of devices. *Dentomaxillofac Radiol.* **42**, 20120443 (2013).
41. Oenning, A. C. et al. DIMITRA paediatric skull phantoms: development of age-specific paediatric models for dentomaxillofacial radiology research. *Dentomaxillofac Radiol.* **47**, 20170285 (2018).
42. Oliveira, M. L., Freitas, D. Q., Ambrosano, G. M. B., Haiter-Neto, F. Influence of exposure factors on the variability of CBCT voxel values: a phantom study. *Dentomaxillofac Radiol.* **43**, 20140128 (2014).
43. Patel, S. Response to the letter entitled: "Cone beam computed tomography in Endodontics". *Int Endod J.* **49**, 313 (2016).
44. 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.* **50**, 813-822 (2017).
45. 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.* **40**, 818-830 (2007a).
46. Patel, S., Durack, C., Abella, F., Roig, M., Shemesh, H., Lambrechts, P., Lemberg, K. European Society of Endodontology, European Society of Endodontology position statement: the use of CBCT in endodontics. *Int Endod J.* **47**, 502-504 (2014).
47. Patel, V., More, A., Hoffmann, K., Bednarek, D., Rudin, S. Region-of-interest (ROI) cone-beam computed tomography (CBCT) using rotational digital subtraction angiography (DSA) acquisition. *Med Phys.* **34**, 2343-2343 (2007b).
48. Pauwels, R., Araki, K., Siewerdsen, J. H., Thongvigitmanee, S. S. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol.* **44**, 20140224 (2015a).
49. 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.* **81**, 267-271 (2012).

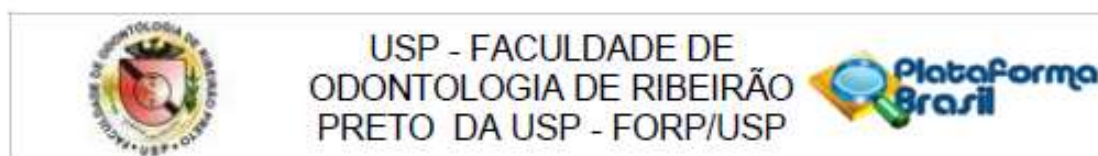
50. Pauwels, R., Jacobs, R., Bogaerts, R., Bosmans, H., Panmekiate, S. Reduction of scatter-induced image noise in cone beam computed tomography: effect of field of view size and position. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* **121**, 188-195 (2016).
51. Pauwels, R., Seynaeve, L., Henriques, 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.* **44**, 20150108 (2015b).
52. Pauwels, R., Stamatakis, H., Bosmans, H., Bogaerts, R., Jacobs, R., Horner, K., Tsiklakis, K., Sedentexct Project Consortium. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin Oral Implants Res.* **24**, Suppl A 100:94-9 (2013).
53. Queiroz, P. M., Rovaris, K., Gaêta-Araujo, H., Marzola De Souza Bueno, S., Freitas, D. Q., Groppo, F. C., Haiter-Neto, F. Influence of Artifact Reduction Tools in Micro-computed Tomography Images for Endodontic Research. *J Endod.* **43**, 2108–2111 (2017).
54. 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.* **44**, 621-625 (2018a).
55. Queiroz, P. M., Santaella, G. M., Groppo, F. C., Freitas, D. Q. Metal artifact production and reduction in CBCT with different numbers of basis images. *Imaging Sci Dent.* **48**, 41 (2018b).
56. Schäfer, E., Köster, M., Bürklein, S. Percentage of gutta-percha-filled areas in canals instrumented with nickel-titanium systems and obturated with matching single cones. *J Endod.* **39**, 924-928 (2013).
57. Schindelin, J., Arganda-Carreras, I., Frise, E., Kaynig, V., Longair, M., Pietzsch, T., Preibisch, S., Rueden, C., Saalfeld, S., Schmid, B., Tinevez, J.-Y., White, D. J., Hartenstein, V., Eliceiri, K., Tomancak, P., Cardona, A. Fiji: an open-source platform for biological-image analysis. *Nat Methods.* **9**, 676–682 (2012).
58. Schulze, R. K. W.; Berndt, D.; D'hoedt, B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clin Oral Implants Res.* **21**, 100–107 (2010).
59. Schulze, R., Heil, U., Gross, D., Bruellmann, D. D., Dranischnikow, E., Schwanecke, U., Schoemer, E. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol.* **40**, 265-273 (2011).
60. SEDENTEXCT. *European Commission. Protection Radiation N° 172 - Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology (Evidence-based guidelines)*. Accessed in: www.sedentexct.eu/files/radiation_protection_172.pdf. (2012).

61. 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*. **26**, 813-820 (2013a).
62. Spin-Neto, R., Mudrak, J., Matzen, L., Christensen, J., Gotfredsen, E., Wenzel, A. Cone beam CT image artefacts related to head motion simulated by a robot skull: visual characteristics and impact on image quality. *Dentomaxillofac Radiol*. **42**, 32310645 (2013b).
63. Tang, X., Krupinski, E. A., Xie, H., Stillman, A. E. On the data acquisition, image reconstruction, cone beam artifacts, and their suppression in axial MDCT and CBCT - A review. *Med Phys*. **45**, e761–782 (2018).
64. User Manual. Pax-i3D Premium User Manual. Vatech (2017).
65. Vasconcelos, K. De 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*. **127**, 71-76 (2018).
66. Vasconcelos, K. F., Nicolielo, L. F. P., Nascimento, M. C., Haiter-Neto, F., Bóscolo, 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*. **48**, 994–1000 (2015).
67. Wanderley, V. A., Freitas, D. Q., Haiter-Neto, F., Oliveira, M. L. Influence of Tooth Orientation on the Detection of Vertical Root Fracture in Cone-beam Computed Tomography. *J Endod*. **44**, 1168–1172 (2018).

Anexo



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



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação através do microCT e CBCT do tratamento endodôntico na raiz mesial dos molares inferiores.

Pesquisador: Manoel Damião de Sousa Neto

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 80668517.2.0000.5419

Instituição Proponente: Universidade de Sao Paulo

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.450.452

Apresentação do Projeto:

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 endodôntico, 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-destrutiva de micro-CT é possível repetir o experimento antes e depois de qualquer tratamento de

Endereço: Avenida do Café s/nº

Bairro: Monte Alegre

CEP: 14.040-904

UF: SP

Município: RIBEIRAO PRETO

Telefone: (16)3315-0493

Fax: (16)3315-4102

E-mail: cep@forp.usp.br