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

ALESSANDRO LAMIRA

**Interpretação de imagens tomográficas das fases do tratamento
endodôntico utilizando a microtomografia como padrão de
referência**

**Ribeirão Preto
2018**

ALESSANDRO LAMIRA

**Interpretação de imagens tomográficas das fases do tratamento
endodôntico utilizando a microtomografia como padrão de
referência**

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para a obtenção do grau de Doutor em Ciências – Programa: Odontologia Restauradora - Área de concentração: Odontologia Restauradora (Opção: Endodontia) realizada em conjunto com a Universidade Católica de Leuven, Bélgica, com bolsa de doutorado sanduíche.

Orientador: Prof. Dr. Manoel D. Sousa Neto

Supervisora: Prof^a. Dra. Reinhilde Jacobs

Ribeirão Preto

2018

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: ____/____/2018

FICHA CATALOGRÁFICA

LAMIRA, ALESSANDRO

Interpretação de imagens tomográficas das fases do tratamento endodôntico utilizando a microtomografia como padrão de referência. Ribeirão Preto, 2018.

165p.: il.; 30cm

Tese de doutorado, 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 de Sousa Neto

1. Istmos. 2. TCFC. 3. Endodontia. 4. microCT

LAMIRA, ALESSANDRO **Interpretação de imagens tomográficas das fases do tratamento endodôntico utilizando a microtomografia como padrão de referência**. 2018. 165p.-Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2018.

Aprovado em:

Banca Examinadora

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

Instituição: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP

Julgamento: _____

Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Assinatura: _____

Este trabalho de pesquisa foi realizado no Laboratório de Pesquisa em Endodontia do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo e no Laboratório *OMFS Impath Research Group* da *Universiteit Katholieke Leuven* na Bélgica.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Agustinho Lamira e Assunta Yara B. Lamira**, pela dedicação, confiança e amor incondicionais que me deram ao longo da minha formação e da minha vida, tornando real mais um sonho. Graças a vocês cheguei a lugares que nunca imaginaria chegar, atravessei oceanos, conquistei cidades e desbravei diferentes culturas. Sempre me incentivaram a voar mais alto e mais longe, mas o mais importante, me ensinaram a valorizar minhas origens, me mostrando que o mais importante da vida está nas coisas mais simples. Vocês são referências eternas de valores morais, caráter e bondade. Espero que a minha vida esteja à altura de suas virtudes.

À minha irmã, **Amanda Lamira**, o meu melhor presente, por estar sempre ao meu lado em minha vida, por ser minha companheira para toda vida, por vibrar com minhas conquistas, mesmo com a distancia nos separando.

Gratidão!

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Manoel Damião de Sousa Neto**, por acreditar nesse projeto, pela confiança que sempre depositou em mim, pelo conhecimento compartilhado, por guiar meus passos nessa pesquisa, sempre num convívio de amizade e respeito. Obrigado, pela oportunidade de permitir que eu fizesse parte desse grupo de pesquisa, por me incentivar a alcançar outros horizontes, abrindo portas em outras instituições.

To my co-advisor, **Prof. Reinhilde Jacobs**, for believing in this project, for the trust that has always placed in me, for shared knowledge, for guiding my steps in this research, always with respect. Thank you for the opportunity to allow me to be part of the research group.

Ao **Prof. Dr. Jesus Djalma Pécora**, exemplo de pesquisador inventivo e perspicaz, pelas conversas sempre enriquecedoras e motivadoras sobre a ciência e os mistérios da vida. Obrigado por compartilhar seu olhar distinto sobre a Arte da Endodontia. Admiração por seu trabalho e sabedoria.

À **Profa. Dra. Yara Teresinha Côrrea Silva Sousa**, coordenadora do programa de pós-graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, pela revisão deste trabalho, pela confiança, carinho e disponibilidade em me receber no seu laboratório para realização de etapa importante deste trabalho.

Ao amigo **Prof. Dr. Walter Martins Junior**, pelo incansável incentivo, pelo exemplo de profissionalismo e amor a profissão, pelos conselhos e risadas durante o caminho, desde o tempo de graduação.

Aos professores do Departamento de Odontologia Restauradora, **Prof. Dr. Antonio Miranda da Cruz Filho, Prof. Dr. Ricardo Gariba e Luiz Pascoal Vansan**, pelo convívio agradável e ensinamentos.

To **OMFS-IMPACT research group**, for the support during research work, for the exchange of knowledge, for the new friendships gained and for the opportunity to get to know other cultures.

To **Dr Reena Ali, Dr Andrew Kay, Dr Anton Nina, Miss Tara Janes, and all CGDP family**, for the friendship, respect and encouragement, for the help with my patients when I was absent, for the laughter and the relaxed moments.

Aos funcionários do Departamento de Odontologia Restauradora e pós-graduação, pelo cuidado, presteza e carinho com que me trataram, sempre atenciosos e prestativos, obrigado pela sua disponibilidade e suporte no decorrer destes anos.

Aos amigos da pós-graduação: **Graziela Leoni, Jardel Francisco Mazzi Chaves e Rodrigo Dantas Pereira**, pelo tempo e carinho que doaram em diferentes etapas deste trabalho, pelo suporte acadêmico e emocional! Gratidão!

Aos amigos da pós-graduação: **Amanda Buosi de Biagi, Bruno Monguilhott Crozeta, Cecilia Valente Martins, Daniel Filizola, Fabiane Lopes, Isabela Lima, Fernanda Plategher, Isadora Mello Vilarinho Soares, Keila de Almeida Francischini, Luis Eduardo Souza Flamini, Polliana Vilaça, Rafael Verardino Camargo, Samuel Câmara de Bem e Vanessa Lessa**, pela convivência agradável e pelas trocas de experiências e aprendizado a cada conversa.

To my BFF, **Keith Walsh**, for the years of friendship, this work would not be possible without his support, for the relaxed and laughter moments given over the years – 18 years.

Ao amigo, **Renato Aguiar**, pelo suporte e carinho durante minha presença em Ribeirão Preto, por abrir a porta de sua casa, pelas risadas e conversas jogadas fora tornando todo o processo mais prazeroso.

EPÍGRAFE

My Way

*And now, the end is near
And so I face the final curtain
My friend, I'll say it clear
I'll state my case, of which I'm certain*

*I've lived a life that's full
I've travelled each and every highway
But more, much more than this
I did it my way*

*Regrets, I've had a few
But then again, too few to mention
I did what I had to do
And saw it through without exemption*

*I planned each charted course
Each careful step along the byway
And more, much more than this
I did it my way*

*Yes, there were times, I'm sure you knew
When I bit off more than I could chew
But through it all, when there was doubt
I ate it up and spit it out
I faced it all and I stood tall
And did it my way*

*I've loved, I've laughed and cried
I've had my fill my share of losing
And now, as tears subside
I find it all so amusing*

*To think I did all that
And may I say - not in a shy way
Oh no, oh no, not me
I did it my way*

*For what is a man, what has he got
If not himself, then he has naught
To say the things he truly feels
And not the words of one who kneels
The record shows I took the blows
And did it my way*

Yes, it was my way

Frank Sinatra

RESUMO

Lamira, A. **Interpretação de imagens tomográficas das fases do tratamento endodôntico utilizando a microtomografia como padrão de referência**. 2018, 165p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2018.

O objetivo do presente estudo foi comparar a sensibilidade e acuidade das imagens obtidas por meio de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) com equipamentos com diferentes especificações técnicas, durante o tratamento endodôntico, tendo a microtomografia computadorizada como padrão de referência. Molares inferiores (n=14), com presença de istmo na raiz mesial, foram escaneados por microCT e por 3 diferentes tipos de TCFC, (1) Accuitomo (ACC), (2) NewTom 5G (N5G) e (3) NewTom VGi evo (NEVO), durante as 3 diferentes fases do tratamento: (1) diagnóstico e anatomia do sistema de canais radiculares (SCR), (2) pós preparo biomecânico e (3) pós obturação. Para a padronização das imagens obtidas com os diferentes aparelhos utilizou-se o programa MeVisLab. As imagens obtidas pelos quatro sistemas de imagens foram avaliadas quantitativamente pelos parâmetros bidimensionais de área, perímetro, circularidade e diâmetros maior e menor; e qualitativamente, por 2 examinadores calibrados, por meio de atribuição de escores em relação às fases do tratamento endodôntico: (1) classificação da morfologia do sistema de canais radiculares (SCR) segundo Vertucci (1984) e classificação de istmos segundo Hsu; Kim (1997); (2) presença ou ausência de *debris* no SCR e nas áreas de istmos e presença de perfurações radiculares e (3) qualidade da obturação no SCR e nas áreas de istmos. Os dados qualitativos foram avaliados estatisticamente por meio do teste Kappa e os quantitativos por análise de variância ANOVA e teste de Tukey, a concordância entre os dados foi verificada pelo coeficiente de correlação intercalasse (ICC) e regressão linear simples. Na fase inicial, houve concordância moderada ($k=0,49$) e substancial ($k=0,63$) entre o microCT e os TCFCs. Os TCFCs avaliados não apresentaram acuidade para a classificação dos istmos tipos II e III. Houve reprodutibilidade satisfatória entre microCT e TCFC apresentados pelos valores de perímetro, circularidade, diâmetros maior e menor ($0,41 < ICC < 0,74$), sendo esses valores menores para circularidade ($0,41 < ICC < 0,42$). O diagnóstico de *debris* no canal radicular e no istmo foi dificultado nas imagens do ACC (42,9%), N5G (40,0%), NEVO (40%), não mostrando concordância entre o microCT e os TCFCs ($0,05 < k < 0,12$). Após o preparo biomecânico 2,4% a 4,8% das imagens dos TCFCs demonstraram a presença de perfuração que não existia no microCT. Todos os parâmetros quantitativos analisados apresentaram reprodutibilidade excelente ou satisfatória entre o microCT e os TCFCs ($0,60 < ICC < 0,76$). Na avaliação da qualidade da obturação, foi possível o diagnóstico do istmo parcialmente preenchido em torno de 2,9% a 8,8% das imagens obtidas nos TCFCs quando comparados ao microCT em que foi possível o diagnóstico em torno de 26,5% das imagens, levando a uma falta de concordância entre microCT x ACC e uma concordância pobre entre microCT x 5G e microCT X NEVO. Os parâmetros, área, perímetro, diâmetro maior e diâmetro menor apresentaram concordância excelente, e as medidas da circularidade foram satisfatória, limitando a nitidez do material obturador. Os TCFCs fornecem subsídios para o diagnóstico e planejamento do tratamento endodôntico, porém é importante conhecer seus diferentes protocolos e limitações para atingir melhores resultados com menor risco e dano para o paciente.

ABSTRACT

Lamira, A. **Interpretation of tomographic images of endodontic treatment using a microtomography as a standard reference.** 2018, 165p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2018.

The aim of this study compared the sensitivity and acuity of the images obtained by cone beam computed tomography (CBCT) with equipment with different technical specifications during endodontic treatment, with microCT. Fourteen lower molars were evaluated, with the presence of isthmus in the mesial root. The samples were scanned by microCT and 3 different types of CBCT, (1) Accuitomo, (2) NewTom 5G and (3) NewTom VGi evo, during of the three stages of endodontic treatment, (1) initial, (2) post biomechanical preparation and (3) post-obturation. MeVisLab software was used for registration for all images. The images were analysed quantitatively by the two-dimensional parameters of area, perimeter, roundness and major and minor diameters; and qualitatively, by 2 calibrated examiners, through the assignment of choices regarding the phases of the endodontic treatment: (1) classification of root canal system (SCR) according to Vertucci (1984) and classification of isthmus according to Hsu; Kim (1997); (2) presence or absence of non-SCR debris and areas of isthmus and presence of root perforations and (3) quality of non-SCR obturation and in the isthmus areas. The qualitative data were evaluated statistically by means of the Kappa test and the quantitative variables by ANOVA and Tukey test, the agreement between the data was verified by the interclass correlation coefficient (ICC) and simple linear regression. In the initial phase, there was moderate agreement ($k = 0.49$) and substantial agreement ($k = 0.63$) between the microCT and the CBCTs. All CBCTs evaluated were not accurate for the classification of the isthmus types II and III. There was a satisfactory reproducibility between microCT and CBCT presented by the values of perimeter, roundness, major and minor diameters ($0.41 < ICC < 0.74$), lowest values for circularity ($0.41 < ICC < 0.42$). The assessment in the images of biomechanical preparation did not allow diagnosis of debris in the root canal and in the isthmus of ACC (42.9%), N5G (40.0%), NEVO (40%) and the results did not find agreement between microCT and the TCFCs ($0.05 < ICC < 0.12$). Perforations was showed in 2.4% to 4.8% the images of CBCT but not reported on microCT. The data of area, perimeter, major a minor diameter and roundness showed excellent or satisfactory reproducibility between the microCT and the CBCT ($0.60 < ICC < 0.76$). In the evaluation of the quality of the obturation, the images of the TCFC with the partially filled isthmus presented a value of 2.9% for the ACC and 8.8% for the N5G and NEVO, in this way, they did not agree the value showed in the microCT (26.5%), leading to a lack of agreement between microCT x ACC and poor agreement between microCT x 5G and microCT X NEVO. The parameters, area, perimeter, major and minor diameter presented excellent agreement, but the roundness measurements were satisfactory, making the obturator material clearer. The CBCTs provide subsidies for the diagnosis endodontic treatment, but it is important to know its different protocols and limitations to achieve better results with less risk and harm to the patient.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	31
PROPOSIÇÃO	41
MATERIAL E MÉTODOS	45
RESULTADOS	73
DISCUSSÃO	105
CONSIDERAÇÕES FINAIS	119
REFERÊNCIAS	123
ANEXOS	143
APÊNDICES	149

***I**NTRODUÇÃO*

Recursos imaginológicos, como as radiografias periapicais (RX) e tomografias computadorizadas de feixe cônico (TCFC), são fatores integrantes do processo de diagnóstico em Endodontia, tornando-se importante a sua associação com os dados obtidos durante a anamnese, bem como nos exames clínicos, na determinação do diagnóstico, planejamento e protocolo de tratamento (GUERRERO et al., 2006; SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006; PATEL et al., 2009a; PATEL et al., 2012; BRITTO-JÚNIOR et al., 2014; WEISSMAN et al., 2015; DUQUE et al., 2017; CELIKTEN et al., 2017; PATEL et al., 2017; RODRIGUEZ et al., 2017a; RODRIGUEZ et al., 2017b; BUENO; ESTRELA, 2018).

A radiografia periapical tem sido o método de diagnóstico por imagem mais utilizado (WALTON et al., 2008; PATEL et al., 2009; BASRANI et al., 2012; PATEL et al., 2012; CELIKTEN et al., 2017; PATEL et al., 2018), uma vez que apresenta baixo custo, é de fácil execução, e de obtenção e interpretação de resultados, além de expor o paciente a menores doses de radiação (BENDER; SELTZER, 1961; SLOWEY, 1974; SOH; LOH; CHONG, 1993; PATEL et al., 2009a; TEWARY; LUZZO; HARTWELL, 2011; PATEL et al., 2012; PATEL et al., 2017).

Entretanto, esta técnica comprime estruturas tridimensionais em imagens bidimensionais, impedindo a avaliação real da relação espacial entre dente e estruturas de suporte adjacentes (COTTI et al., 1999; WEBBE; MESSURA, 1999; NANCE et al., 2000; COHENCA et al., 2007a; COHENCA et al., 2007b; PATEL et al., 2009; PATEL et al., 2012; PATEL et al., 2017). Além disso, as radiografias periapicais apresentam distorção geométrica (ZACHARAKI et al., 2004; MOLANDER, 2004) gerando sobreposição e/ou ruídos que dificultam a visualização das estruturas anatômicas de interesse como número de canais, canais laterais e acessórios, curvaturas, achatamentos, deltas apicais e istmos (LOFTHAG-HANSEN

et al., 2007; MATHERNE et al., 2008; HASSAN et al., 2009; PATEL et al., 2009; KAMBUROGLU et al., 2010; TSESIS et al., 2010; PATEL et al., 2012; FERNANDEZ et al., 2013; WEISSMAN et al., 2015; PATEL et al., 2017; PAWELS, 2018).

Outro aspecto importante em relação às radiografias periapicais é a falta de padronização de parâmetros como densidade e contraste durante a aquisição das imagens, dificultando o acompanhamento entre as etapas do tratamento endodôntico (BENDER; SELTZER, 1961a; ZACHARAKI et al., 2004; MOLANDER, 2004; PATEL et al., 2009a; PATEL et al., 2017; DOYLE et al., 2018). Ainda vale ressaltar que a avaliação radiográfica de forma isolada pode levar à interpretação errônea sobre a condição normal ou patológica, o que pode influenciar no planejamento inadequado da terapia endodôntica (BERMAN; HARTWELL, 2011).

Na tentativa de superar as limitações tridimensionais impostas pelas radiografias periapicais, foi desenvolvida a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), a partir da tomografia computadorizada médica (ARAI et al., 1999; MOZZO et al., 1999; BUENO; ESTRELA, 2018; PAUWELS, 2018), para uso odontológico.

A TCFC utiliza um feixe de radiação em forma de cone na aquisição de um volume de imagem em tomada única, com rotação variando entre 180 e 360°, com duração total de escaneamento de 8 a 40 segundos, obtendo de 150 a 1000 projeções bidimensionais que compõem o modelo tomográfico (LOFTHAG et al., 2007; PATEL et al., 2007a; MATHERNE et al., 2008; PATEL et al., 2014; FAYAD et al., 2015; PATEL et al., 2017; BEACHAM et al., 2018; PAUWELS, 2018). O modelo tridimensional obtido permite reduzir e/ou eliminar a sobreposição das estruturas anatômicas circundantes favorecendo o diagnóstico (LOFTHAG et al., 2007; PATEL

et al., 2007a; PATEL et al., 2007b; MATHERNE et al., 2008; PATEL et al., 2014; FAYAD et al., 2015; PATEL et al., 2017; BEACHAM et al., 2018).

Nos últimos anos, avanços tecnológicos na área da TCFC (tanto no que se refere às especificações técnicas dos equipamentos quanto aos parâmetros de escaneamento), assim como o desenvolvimento de novos programas de reconstrução, interpretação e análise de dados, têm favorecido o seu uso com maior frequência na prática clínica da Odontologia, e particularmente em Endodontia, uma vez que possibilita a avaliação tridimensional da anatomia, do preparo biomecânico e obturação do sistema de canais radiculares (SCR), com maior precisão e sensibilidade (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC; 2006; GUERRERO et al., 2006; PATEL et al., 2009a; PATEL et al., 2012; PETERSON et al., 2012; JEGER et al., 2013; CELIKTEN et al., 2017; PATEL et al., 2017b; DOYLE et al., 2018; BEACHAM et al., 2018; PAUWELS; SCARFE, 2018). Entretanto, a TCFC não deve substituir a radiografia periapical, ao contrário, deve ser um método complementar a fim de favorecer o diagnóstico (BERMAN; HARTWELL, 2011).

A TCFC permite determinar a área anatômica de interesse na imagem ou campo de visão (FOV), que pode variar dependendo das especificações técnicas de cada equipamento, sendo o FOV com dimensões reduzidas o mais indicado na Endodontia, uma vez que permite maior resolução, menor dose de radiação e ainda, menor volume de informações a serem interpretadas (LOFTHAG et al., 2007; PATEL et al., 2007; MATHERNE et al., 2008; PATEL et al., 2014; FAYAD et al., 2015; PATEL et al., 2017a; PATEL et al., 2017b; BEACHAM et al., 2018). Outra vantagem da TCFC em relação às radiografias periapicais foi o desenvolvimento de programas específicos para a visualização interativa das imagens que possibilitam a avaliação de todo o volume da estrutura escaneada, bem como de secções bidimensionais

axiais, sagitais e coronais, simultaneamente (EE et al., 2014; PATEL et al., 2014; FAYAD et al., 2015; CELIKTEN et al., 2017; PATEL et al., 2017; BEACHAM et al., 2018; DOYLE et al., 2018). Após a reconstrução tridimensional, esses programas permitem a navegação dinâmica dos modelos, em múltiplos planos, com magnificação de áreas de interesse, ajustes de cor, brilho, densidade e contraste das imagens, bem como a obtenção de dados quantitativos bi e tridimensionais de comprimento, área, perímetro e volume, fornecendo subsídios para o diagnóstico e planejamento das diferentes etapas do tratamento endodôntico e posterior preservação (EE et al., 2014; PATEL et al., 2014; FAYAD et al., 2015; CELIKTEN et al., 2017; PATEL et al., 2017a; PATEL et al., 2017b; BEACHAM et al., 2018; DOYLE et al., 2018).

Apesar de todas as vantagens ressaltadas, a TCFC apresenta algumas limitações como a aquisição e reconstrução de estruturas que apresentam materiais de alta densidade (restaurações metálicas, pinos e material obturador no interior de canais radiculares e implantes adjacentes), além da necessidade de maior tempo de escaneamento e maior dose de radiação comparado às radiografias periapicais (SOGUR et al., 2007; SCARFE; FARMAN, 2008; PATEL et al., 2015; WEISSMAN et al., 2015; PATEL et al., 2017a; PATEL et al., 2017b; BEACHAM et al., 2018; DOYLE et al., 2018). Diante disto, como em qualquer exame de diagnóstico por imagem, a indicação da TCFC deve ser devidamente justificada e os benefícios do seu uso devem superar os efeitos causados pela exposição à radiação ionizante, e quando indicados devem seguir os princípios de ALARA (*“as low as reasonably achievable”* - tão baixo quanto razoavelmente possível) (ICRP, 2007; PATEL et al., 2015; WEISSMAN et al., 2015; PATEL et al., 2017a; PATEL et al., 2017b; BEACHAM et al., 2018; PAUWELS, 2018).

Atualmente, o uso da TCFC em Endodontia tem se mostrado eficaz: na detecção de condições patológicas como fraturas e reabsorções (interna e externa), na localização e extensão de lesões periapicais, na avaliação de perfurações e na investigação de canais e raízes adicionais (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; ESTRELA et al., 2015c; MICHETTI et al., 2015; SEIXAS et al., 2015; 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).

Paralelamente, no campo da pesquisa experimental, há duas décadas a microtomografia computadorizada (microCT) vem sendo utilizada como padrão de referência nos estudos de anatomia interna de diferentes grupos dentais, na avaliação da limpeza e do preparo biomecânico (BERGMANS et al., 2001a; PETERS; PAQUÉ, 2011; VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2011; LEONI et al., 2014; VERSIANI et al., 2013; SOUZA-FLAMINI et al., 2013; ALVES et al., 2016; DE-DEUS et al., 2016; KELES et al., 2016; BRASIL et al., 2017; JARDINE et al., 2017; LEONI et al., 2017; ZUOLO et al., 2017; NEELAKANTAN et al., 2018; VERSIANI et al., 2018). Apresenta a vantagem de ser uma técnica reprodutível, não invasiva e não destrutiva e, assim como a TCFC, permite a análise dinâmica das imagens bi e tridimensionais obtidas por meio de programas específicos em que é possível ampliar áreas de interesse, usar cor, luz e textura, entre outras funcionalidades, para melhor caracterização e entendimento das diferentes etapas do tratamento endodôntico (BERGMANS et al., 2001b; PLOTINO et al., 2006; ENDAL et al., 2011; PETERS; PAQUÉ, 2011; VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2011a; VERSIANI;

PÉCORA; SOUSA-NETO, 2012; LEONI et al., 2013; VERSIANI et al., 2013; SOUZA-FLAMINI et al., 2014; ALVES et al., 2016; DE-DEUS et al., 2016; KELES et al., 2016; BRASIL et al., 2017; JARDINE et al., 2017; LEONI et al., 2017; ZUOLO et al., 2017; NEELAKANTAN et al., 2018; VERSIANI et al., 2018).

A microCT possibilita a obtenção de dados quantitativos de área, perímetro, circularidade, fator de forma, diâmetros maior e menor, centroides (x, y e z), porosidade, volume, área de superfície e SMI (*Structure Model Index*), além de dados qualitativos que permitem transpor para a prática clínica o conhecimento adquirido laboratorialmente, com o objetivo de dar subsídios para a realização de tratamentos mais previsíveis (VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2011a; VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2012; LEONI et al., 2013; VERSIANI et al., 2013; SOUZA-FLAMINI et al., 2014; ALVES et al., 2016; DE-DEUS et al., 2016; KELES et al., 2016; BRASIL et al., 2017; JARDINE et al., 2017; LEONI et al., 2017; ZUOLO et al., 2017; NEELAKANTAN et al., 2018; VERSIANI et al., 2018).

Os estudos de anatomia dental interna por meio de microCT (PETERS et al., 1999; BERGMANS et al., 2001; PETERS et al., 2001; PLOTINO et al., 2006; ESTRELA et al., 2010; VALLADARES-NETO et al., 2010; ENDAL et al., 2011; PETERS; PAQUÉ, 2011; 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; DE-DEUS et al., 2016; ESTRELA et al., 2016; KELES 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; NEELAKANTAN et al., 2018; VERSIANI et al., 2018)

permitiram o melhor entendimento da influência das áreas de desafios anatômicos como achatamentos, curvaturas, canais laterais e acessórios, deltas apicais e istmos (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).

O istmo é definido como uma extensão estreita, em forma de fita, que conecta dois canais radiculares principais (WELLER; NIEMCZYK; KIM, 1995; HSU & KIM, 1997) podendo ser completo ou incompleto (WELLER et al., 1995; HSU & KIM, 1997), frequentemente observado em raízes mesiais de molares inferiores (VERTUCCI, 1984; HSU & KIM 1997; TEIXEIRA et al., 2003; MANOCCI et al., 2005; GU et al., 2009; DE PABLO et al., FAN et al., 2010; LIMA et al., 2014; KELES et al., 2016; KIM et al., 2016; DUQUE et al., 2017; HAGHANIFAR et al., 2017; KELES et al., 2017; LOPES et al., 2017; MOE et al., 2017; KELES & KESKIN, 2018; MALENTACCA et al., 2018). Estudos demonstraram que, apesar do desenvolvimento de novos sistemas e protocolos para limpeza e preparo biomecânico, os istmos ainda são áreas inacessíveis à ação dos instrumentos, o que pode resultar no acúmulo de *debris* dentinários, na manutenção do tecido pulpar necrótico e microrganismos no interior do sistema de canais radiculares (SCR), afetando a sua obturação tridimensional e consequentemente o sucesso clínico (VERTUCCI, 1984; WELLER et al., 1995; WELLER; NIEMCZYK; KIM, 1995; HSU & KIM 1997; TEIXEIRA ET AL., 2003; MANOCCI et al., 2005; VERTUCCI, 2005; VON ARX, 2005; CARR et al., 2009; GU et al., 2009; PAQUÉ et al., 2009; DE PABLO et al., 2010; FAN et al., 2010; VILLAS-BOAS et al., 2011; MICHELLE et al., 2012; PAQUÉ; AL-JADAA; KFIR, 2012; SIQUEIRA et al., 2013; LIMA et al., 2014; DE-DEUS et al., 2015; KELES et al., 2016; KIM et al., 2016; DUQUE et al., 2017;

HAGHANIFAR et al., 2017; KELES et al., 2017; LOPES et al., 2017; MOE et al., 2017; KELES; KESKIN, 2018; MALENTACCA et al., 2018).

Visto a importância dos dados obtidos a partir dos estudos em microCT, atualmente têm sido realizados trabalhos em TCFC na tentativa de comparar a acuidade e fidelidade dos resultados obtidos, bem como a validação entre os dois métodos (MARET et al., 2014; DE-DEUS et al., 2015; SHAHEEN et al., 2017; MICHETTI et al., 2017; ORDINOLA-ZAPATA et al., 2017; VAN DESSEL et al., 2017), para que no futuro, com o aperfeiçoamento dos softwares de aquisição, reconstrução, segmentação e análise, o valores clínicos obtidos por meio da TCFC tenham papel facilitador no processo de diagnóstico e planejamento endodôntico.

Assim, considerando os dados de anatomia, preparo biomecânico e obturação do SCR obtidos laboratorialmente por meio de microCT, associados à evolução técnica e a disponibilidade dos aparelhos de TCFC, bem como o desenvolvimento de programas específicos para a reconstrução, análise e interpretação das imagens clínicas, o diagnóstico por imagem por meio de TCFC tem sido cada vez mais recomendado durante o planejamento do tratamento endodôntico. Dessa forma, torna-se importante detectar, utilizando a microCT como padrão de referência, como as fases do tratamento endodôntico (diagnóstico, preparo biomecânico e obturação) se expressam em diferentes aparelhos de TCFC com especificações técnicas variadas (corrente, voltagem, dose de radiação, tempo de exposição, FOV, tamanho de voxel e resolução).

PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente estudo foi comparar a sensibilidade e acuidade das imagens obtidas por meio de tomografia computadorizada de feixe cônico, com equipamentos com diferentes especificações técnicas, durante as diferentes fases do tratamento endodôntico, tendo a microtomografia computadorizada como padrão de referência.

MATERIAL E ***M***ÉTODOS

Delineamento experimental

Para facilitar a compreensão do presente estudo, os procedimentos experimentais foram organizados em 6 partes:

- **Parte 1.** Seleção da amostra
- **Parte 2.** Escaneamento inicial dos espécimes e aquisição das imagens em microtomógrafo computadorizado 1173 (microCT) e em três tomógrafos computadorizados de feixe cônico (TCFC): Accutomo (ACC), NewTom 5G (N5G) e NewTom VGi evo (NEVO).
- **Parte 3.** Preparo biomecânico do sistema de canais radiculares e aquisição das imagens pós-instrumentação (microCT e TCFC)
- **Parte 4.** Obturação do sistema de canais radiculares e aquisição final das imagens (microCT e TCFC)
- **Parte 5.** Registro das imagens
- **Parte 6.** Avaliação quali-quantitativa das imagens e análise estatística

Figura 1. Fluxograma do delineamento experimento das 6 etapas desenvolvidas no presente estudo.

Parte 1. Seleção da amostra

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

1.1 Exame microtomográfico preliminar

Os espécimes foram escaneados utilizando-se o microtomógrafo SkyScan modelo 1174 v.2 (50 kV, 800 mA) (SkyScan, Kontich, Bélgica) do Laboratório de Pesquisa em Endodontia do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP-USP). Para isso, uma porção de cera (Cera 7, Lyzanda, São Paulo, SP, Brasil) de aproximadamente 1 cm de altura foi posicionada no suporte metálico, fixado à mesa giratória no interior da câmara do microtomógrafo, e cada espécime foi individualmente inserido com sua porção coronária dentro da cera, o que possibilitou o seu posicionamento de forma perpendicular à fonte de radiação durante o escaneamento, reduzindo a possibilidade de distorção da imagem. Em seguida, no programa de controle SkyScan 1174 v2, após a confirmação do posicionamento do espécime com auxílio da ferramenta *Video Image*, deu-se início ao escaneamento utilizando os parâmetros de resolução isotrópica de 26,7 µm, 180° de rotação em torno do eixo vertical com

passo de rotação de 1°, quantidade total de 1 quadro (frame), com filtro de alumínio de 0,5mm de espessura. As projeções bidimensionais das imagens geradas foram arquivadas no formato *Tagged Image File* (TIFF) (Anexo 2). Ao término do escaneamento, os dentes foram imersos em soro fisiológico e armazenados em estufa (37°C).

A etapa seguinte consistiu na reconstrução das secções axiais a partir das imagens das projeções angulares, por meio do algoritmo de reconstrução de feixe cônico de Feldkamp modificado, usando o programa NRecon v.1.6.6.0 (Buker-microCT, Kontich, Bélgica). Foi aplicada uma redução de artefatos em forma de anel (*Ring Artifact*) no valor de 5 (escala de 0-20), de endurecimento de feixe (*Beam Hardening*) no percentual de 40% (escala de 0-100%), de suavização (*Smoothing*) no valor de 3 (escala de 0-10) e com histograma de contraste variando de 0,003 (valor mínimo) a 0,15 (valor máximo). As secções axiais reconstruídas foram salvas em formato *Bitmap* (BMP) (Anexo 3).

A partir das imagens reconstruídas no programa DataViewer v.1.5.4.0 - 64 bits. (Bruker-microCT, Kontich, Bélgica), foram avaliados e selecionados, da amostra inicial, os molares inferiores que apresentaram raiz mesial com dois canais independentes, com presença de istmo, livre de nódulos pulpares e reabsorção interna e/ou externa. Os dentes selecionados deveriam ter ângulo de curvatura moderado (ângulo de curvatura entre 10° e 20°) segundo método de Schneider (1971), mensurados por meio do programa ImageJ (U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA), totalizando 14 molares inferiores, com canais mesiais com istmos.

Os dentes selecionados foram identificados numericamente e inseridos, individualmente, em recipientes plásticos contendo 1mL de soro fisiológico, e armazenados em estufa a 37°C, por 72 horas, visando sua reidratação.

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

2.1 Escaneamento microtomográfico inicial

Para a padronização das imagens nas três etapas da pesquisa, após a seleção da amostra, os espécimes selecionados foram escaneados em microtomógrafo SkyScan modelo 1173 (SkyScan, Kontich, Bélgica) na Bruker microCT, em Kontich na Bélgica (Figura 2). Previamente ao escaneamento, os espécimes foram protegidos com uma película de parafina e umedecidos com soro fisiológico para proteger contra fraturas, devido ao aquecimento causado pelo raio-X dentro do microtomógrafo. As amostras foram inseridas dentro de isopor tubular meia lua e o conjunto foi levado à cama de fibra de carbono no interior do microtomógrafo (Figura 3). O escaneamento foi realizado com os parâmetros de 130 kV, 61 mA, 360° de rotação em torno do eixo vertical com passo de rotação de 0,4°, quantidade total de 4 quadros (frames) utilizando um filtro de bronze com 0.25 mm de espessura e tempo de escaneamento de uma hora e meia para cada amostra. As projeções bidimensionais das imagens geradas foram arquivadas no formato Tagged Image File (TIFF) (Anexo 2). Ao término do escaneamento, os espécimes foram novamente armazenados em estufa (37°C, 95% umidade relativa).

Figura 2. Aparelho de microCT 1173 (SkyScan, Kontich, Bélgica).

Figura 3. (A) Hidratação do espécime com soro fisiológico com auxílio de seringa plástica, (B) Espécime protegido por uma película de parafina, (C) Grupo de cinco espécimes dentro do isopor fixado no suporte do microCT.

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

histograma de contraste variando de 0,0 (valor mínimo) a 0,002 (valor máximo). As secções axiais reconstruídas foram salvas em formato BMP, que armazena as imagens pixel por pixel (Anexo 3).

2.2 Escaneamento inicial em TCFC

Com o objetivo de simular os tecidos duros e moles durante o processo de escaneamento em TCFC, os dentes foram fixados em mandíbula humana e, preparou-se uma mistura chamada MixD, previamente ao escaneamento das amostras. A mistura (Tabela I) é 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. Composição química com respectivas quantidades em gramas (g) para a manipulação da fórmula do mixD.

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

O preparo do MixD foi iniciado com uma mistura seca do dióxido de titânio, óxido de magnésio e parafina numa panela pré-aquecida. Após o derretimento completo da parafina, o polietileno foi adicionado à mistura. Essa massa tem um ponto de derretimento de 105°C, entretanto a temperatura de manuseio deve ser em torno de 200°C a 240°C, que foi atingida após 20 minutos do início da manipulação. Ao atingir este ponto, a mistura foi aplicada em finas camadas em toda a região interna e externa de uma mandíbula humana. Levando em consideração a contração instantânea de 10% da massa do material, a espessura final do MixD na mandíbula foi aproximadamente de 1cm (Figura 4).

Figura 4. Mandíbula humana revestida com a mistura mixD e posicionada para o escaneamento no tomógrafo computadorizado de feixe cônico – Accuitomo (J. Morita, Kyoto, Japão).

Posteriormente, para o escaneamento em tomografia computadorizada de feixe cônico, os dentes foram posicionados dentro de um alvéolo artificialmente criado na mandíbula humana já revestida de MixD. Em seguida, cada espécime foi escaneado utilizando-se os seguintes tomógrafos: 1. Accuitomo (J. Morita Corporation - Kyoto - Japão), 2. NewTom 5G (NewTom - Verona - Itália) e 3. NewTom VGi evo (NewTom - Verona - Itália) (Figura 5). Os parâmetros de escaneamento foram padronizados (Anexo 4; Tabela II), utilizando sempre a função “Alta resolução (*High Resolution*)”, de acordo com a especificação de cada máquina.

Os protocolos utilizados em cada máquina estão descritos a seguir:

1. Accuitomo: corrente elétrica 5 mA, voltagem elétrica 90 kVp, Field of View (F.O.V.) de 4X4, voxel isotrópico de 0,083 mm³, sem uso de filtro pré-determinado.
2. NewTom 5G: corrente elétrica 4,41 mA, voltagem elétrica 110 kVp, F.O.V. de 4X4, voxel isotrópico de 0,1 mm³, sem uso de filtro pré-determinado.

3. NewTom VGi evo: corrente elétrica 3 mA, voltagem elétrica 110 kVp, F.O.V. de 5X5, voxel 0,1 mm³, sem uso de filtro pré-determinado.

Tabela III. Parâmetros utilizados para o escaneamento em microCT e em cada TCFC.

	microCT	Accuitomo	NewTom 5G	NewTom VGi evo
Corrente	61 µA	5 mA	4.41 mA	3 mA
Voltagem	130 KVp	90 KVp	110 KVp	110 KVp
Fov	-	4X4	6X6	5X5
Voxel	12	0,08 mm ³	0,1 mm ³	0,1 mm ³
Exposição	1100 ms	30,8 s	7,3 s	7,3 s
Filtro	brass 0,2	-	-	-
Rotação	0,2	-	-	-
Resolução	HR	HR	HR	HR

Figura 5. (A) TCFC Accuitomo (J. Morita, Kyoto, Japão). (B) TCFC NewTom VGi evo (NewTom - Verona - Itália). (C) TCFC Newtom 5G (NewTom - Verona - Itália).

Parte 3. Preparo biomecânico do sistema de canais radiculares, aquisição e análise das imagens pós-instrumentação obtidas a partir de microCT e pelos TCFC

2.1 Preparo biomecânico dos canais radiculares

Após os escaneamentos iniciais por microCT e TCFC, os espécimes foram posicionados em manequim para a realização do preparo biomecânico. A coroa dos dentes foi mantida com o intuito de replicar clinicamente a posição de inserção e movimentação dos instrumentos endodônticos no interior dos canais radiculares. A cirurgia de acesso foi realizada com o auxílio de broca esférica número 3 e broca Endo Z acionadas por motor em alta rotação. Cada canal mesial foi irrigado com 1mL de hipoclorito de sódio a 2,5% usando agulha NaviTip calibre 30 (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, EUA). A exploração dos canais foi realizada com lima manual pré-curvada tipo K #10 de aço inox (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), que foi cuidadosamente introduzida no interior do canal até que sua ponta coincidissem com o forame apical, confirmando a patência dos canais. Deste comprimento subtraiu-se 0.5 mm para o estabelecimento do comprimento de trabalho (CT). O preparo cervical foi realizado com o instrumento ProTaper Gold SX (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça) em rotação contínua (300 rpm; torque 5.10N cm) e introduzido uma única vez no sentido do longo eixo do dente até a profundidade correspondente a um terço do CT por 15 segundos, permitindo o acesso direto ao canal. Em seguida, foi realizada a irrigação, aspiração e inundação constante do canal com 1mL hipoclorito de sódio a 2,5%.

A patência foi realizada no comprimento de trabalho, usando limas endodônticas manuais #15 e #20 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça). Os canais foram preparados com a sequência de instrumentos ProTaper Gold S1 e S2

(Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça), com movimentos de pincelamento contra as paredes do canal radicular em rotação contínua, por 15 segundos. Em seguida, foram utilizadas as limas ProTaper Gold F1, F2 e F3 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça), com movimentos de inserção e remoção contínuos no interior do canal radicular, até atingir o CT, por 15 segundos. O acionamento mecânico dos instrumentos foi realizado com contra-ângulo X-Smart Plus 6:1 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça) acoplado em peça de mão no motor elétrico X-Smart Plus (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça). Os canais foram preparados seguindo as recomendações do fabricante do sistema ProTaper Gold, com parâmetros pré-definidos de torque e velocidade correspondente a cada instrumento, como descrito na Tabela IV.

Tabela IV. Protocolo de uso dos instrumentos ProTaper Gold de acordo com as especificações do fabricante.

Sistema	Velocidade (rpm)	Torque (n.cm)
ProTaper Gold (sx/s1)	300	5.10
ProTaper Gold (s2/f1)	300	1.50
ProTaper Gold (f2/f3)	300	3.10

Durante todo o preparo, foram realizadas irrigação, aspiração e inundação dos canais radiculares a cada troca de instrumento com 1 mL hipoclorito de sódio a 2,5% utilizando agulha Navitip calibre 30 (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, EUA), adaptada a seringa plástica descartável, totalizando 5 mL de solução em cada canal.

2.1 Escaneamento pós – preparo biomecânico

Após o preparo biomecânico, os espécimes foram submetidos ao escaneamento microtomográfico pós-preparo. Para tanto, foram reposicionados na mandíbula humana, respeitando a mesma posição do escaneamento inicial, e foram

submetidos ao exame de TCFC pós-preparo biomecânico. Os protocolos de escaneamento e reconstrução utilizados foram os mesmos descritos previamente para a aquisição inicial.

Parte 4. Obturação do sistema de canais radiculares, aquisição e análise das imagens obtidas a partir de microCT e pelos TCFC

2.1 Obturação dos canais radiculares

Após o segundo escaneamento, os espécimes foram obturados com a técnica termoplástica de compactação de ondas contínuas (System B, Analytic Technology, Redmond, WA, USA). Previamente à obturação, os canais foram preenchidos com EDTA a 17% por 3 minutos e a irrigação final foi realizada com 10 mL de hipoclorito de sódio a 2,5%. Posteriormente, os espécimes foram secos com cânulas de aspiração Capillary Tip (Ultradent, South Jordan, UT, USA) seguido de cones de papel absorvente F3 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça) até o CT.

O cimento endodôntico AH Plus (Dentsply, Konstanz, Alemanha) foi manipulado de acordo com as recomendações do fabricante, e o cone de guta-percha previamente untado com cimento foi introduzido gradativamente com movimento circular até o comprimento de trabalho. O excesso de material obturador foi removido da entrada do canal radicular com auxílio do condensador Fine Medium (Buchanan Plugger .08 Taper; SybronEndo, Glendora, CA, EUA) previamente aquecido, acoplado ao dispositivo de geração de calor Denjoy (Denjoy Dental Co. Ltda, Changsha, Hunan, China). A seguir, com a guta-percha ainda plastificada, realizou-se a condensação vertical do cone no interior do canal radicular com o condensador manual número 2 (Hand Pluggers Buchanan; SybronEndo, Glendora, CA, EUA) à frio, com pressão leve e firme em direção apical por 5 segundos. Em

seguida, foi realizado o corte com condensador Fine (Buchanan Plugger .06 Taper; SybronEndo, Glendora, CA, EUA) aquecido (200°C), a 3 mm do CT (*down-packing*), mantendo apenas a obturação do terço apical.

Para a obturação dos terços cervical e médio, com auxílio de uma lima manual endodôntica tipo K #25 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça) levou-se o cimento endodôntico AH Plus (Dentsply, Konstanz, Alemanha) nas paredes do canal radicular e, em seguida, foi realizada injeção de guta-percha plastificada e condensação vertical à frio com condensadores manuais número 2 (Hand Pluggers Buchanan; SybronEndo, Glendora, CA, EUA).

2.1 Escaneamento final

Após a obturação, os espécimes foram submetidos ao exame microtomográfico pós-obturação. Posteriormente, os espécimes foram reposicionados na mandíbula humana, respeitando a mesma posição do escaneamento inicial e pós-preparo e foram submetidos ao exame de TCFC pós-obturação. Os protocolos de escaneamento e reconstrução utilizados foram os mesmos descritos previamente na aquisição inicial.

Parte 5. Registro das imagens

Para os registros das imagens das três fases experimentais, inicial, pós preparo e pós-obturação, foi usado o programa MeVisLab (MeVis Medical Solutions AG, Bremen, Alemanha) (Figura 6). Este programa é uma plataforma rápida de prototipagem e desenvolvimento para processamento e visualização de imagens de tomografia médica. Além dos algoritmos gerais de processamento de imagem e ferramentas de visualização, o MeVisLab inclui módulos avançados de imagem

médica para segmentação, registro, volumetria e análises morfológicas quantitativas e funcionais. O programa MeVisLab trabalha com seu próprio formato de arquivo 3D que armazena os valores da imagem e os arquivos em formato *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) da imagem separadamente em dois arquivos com o mesmo nome, mas com extensões diferentes: TIFF e DCM. Sem importar seus cortes DICOM para o formato MeVisLab DICOM/TIFF, os módulos de carregamento de imagem MeVisLab só podem carregar *slices* DICOM individuais separadamente, armazenando dados de imagem multidimensionais de valores inteiros de 8, 16, 32 bits ou valores de ponto flutuante e todos arquivos DICOM de dados não-pixel como um segundo arquivo. Desta forma, um grande número de arquivos DICOM pode ser representado como um par de arquivos únicos.

Figura 6. Tela inicial do programa MeVisLab (MeVis Medical Solutions AG, Bremen, Alemanha), com os módulos necessários para o desenvolvimento deste estudo.

Desta maneira, as amostras após serem escaneadas pelos TCFCs geraram vários arquivos salvos em DICOM. Em seguida, utilizou-se a plataforma “*Dicom Import*” no MeVisLab, com a função de armazenar as informações DICOM

juntamente com um arquivo TIFF paginado em um par de arquivos DICOM/TIFF. Já as imagens microtomográficas obtidas no formato Bitmap (BMP) após a reconstrução pelo programa NRecon, já descrito anteriormente, foram visualizadas utilizando a plataforma “*MicroCTImport*” (KU Leuven, Leuven, Bélgica), e convertidas em formato DICOM/TIFF, compatível com o programa MeVisLab.

Para o registro, todas as imagens deveriam estar na mesma direção e posição nos três eixos. Dessa forma, após a conversão de todas as imagens obtidas por microCT e pelos TCFCs no formato DICOM/TIFF, as imagens foram abertas na plataforma *View*, para a verificação da direção e posição das imagens nos eixos axial, sagital e transversal (X, Y e Z). Quando a direção não era semelhante, a plataforma “*OrthoSwapFlip*” no programa MeVisLab era ativada e a permutação das coordenadas realizada pelo módulo (em termos do sistema de coordenadas voxel, ou seja, X da esquerda para a direita, Y de cima para baixo, Z no plano da tela), permitindo a igualdade na direção e posicionamento das imagens entre os aparelhos avaliados. A navegação pelas imagens permitiu após os comandos no MeVisLab, a permutação de coordenadas, e após a correção dos três eixos (axial, sagital e transversal), as imagens foram arquivadas como imagens “*Output-Flipped*” ainda no formato DICOM/TIFF.

Após a correção da orientação das imagens, foi realizado o registro manual utilizando os módulos “*RegistrationManual1*” e “*RegistrationManual2*”, do programa MeVisLab (Figura 7), conectados respectivamente às plataformas “*LoadImage1*” e “*LoadImage2*”. As imagens de microCT, consideradas “imagens base”, que permaneceram inalteradas, foram abertas no módulo “*LoadImage1*” e as imagens de TCFC, consideradas “imagens ajustáveis”, que foram alteradas em sua posição e direção, foram abertas no módulo “*LoadImage2*”. Em seguida, a partir da

visualização das duas imagens de forma concomitante, o registro manual foi realizado por um profissional calibrado e com experiência neste programa, até que as imagens geradas pelo microCT e TCFC, estivessem sobrepostas em relação aos três eixos. Essas imagens foram armazenadas na plataforma “*Manualregistration*”, no formato DICOM/TIFF.

Figura 7. Programa MeVisLab (MeVis Medical Solutions AG, Bremen, Alemanha) mostrando em (A) Imagens antes do registro, e em (B) imagens sobrepostas após registro.

Posteriormente ao registro manual, no mesmo programa utilizou-se a plataforma “*ROISelect*” para a seleção da região de interesse (ROI) das imagens (Figura 8). Desta maneira, cada imagem de microCT foi aberta no módulo “*ROISelect*”, e determinado o ROI para cada imagem. Em seguida, o ROI foi salvo e utilizado para cada imagem do TCFC da mesma amostra, e as novas imagens com o ROI selecionado (microCT e TCFC) foram salvas e armazenadas como arquivo “*ROIselected*”, no formato DICOM/TIFF.

Figura 8. Programa MeVisLab (MeVis Medical Solutions AG, Bremen, Alemanha) mostrando a seleção do ROI das imagens obtidas por **(A)** microCT, **(B)** Accutomo, **(C)** NewTom 5G e **(D)** NewTom VGi evo.

Após a seleção do ROI, deu-se início ao registro automático das imagens no programa “*MTMScaffoldStrain*” (KU, Leuven, Bélgica). Esse programa consiste em duas janelas, “*Image0*” e “*Image1*”, em que para a posição da “*Image0*”, selecionou-se a imagem do microCT, localizada no arquivo “*ROISelected*”, em formato DICOM/TIFF e para a posição “*Image1*”, foi selecionada a respectiva imagem do TCFC também salva no arquivo “*ROISelected*”, em formato DICOM/TIFF. Em seguida, a partir da visualização das duas imagens na tela do programa, o registro automático foi iniciado selecionando os seguintes parâmetros: otimizador *Adaptive Stochastic Gradient Descent*, transformador *Euler Transform*, medida *Advanced Mattes Manual Information*, espaçamento de grade final em unidades físicas no valor de 16, números de resoluções de 4, número máximo de interações de 25 e a função *Random* como exemplar de imagem. Após a finalização do registro automático, que teve duração média de 20 minutos para cada imagem, esses registros foram armazenados no arquivo “*Automaticregistration*”, em formato DICOM/TIFF.

Para a posterior análise quantitativa das imagens pelo programa CTan v.1.14.4.1+ (Bruker, Kontich, Bélgica), após o registro automático das imagens, foi necessário a conversão das imagens armazenadas respectivamente nos arquivos, “*ROISelected*” e “*Automaticregistration*”, para o formato Bitmap (BMP). Para isso utilizou-se o programa 3DToCtan (KU, Leuven, Bélgica).

Parte 6. Avaliação quali-quantitativa das imagens

2.1 Análise qualitativa

Inicialmente, os cortes axiais de todos os espécimes da fase inicial obtidos por micro-CT foram avaliados dinamicamente com auxílio do programa DataViewer v.1.5.1.2 (Bruker, Kontich, Bélgica). A partir desta avaliação, selecionaram-se cortes das regiões de istmos nos três terços: cervical (n=14), médio (n=14) e apical (n=14) de cada espécime que foram salvos no formato BMP. Estes mesmos cortes também foram selecionados nas demais etapas experimentais (pós-preparo e pós-obturação), e também nas imagens obtidas pelos diferentes TCFCs (Accuitomo, NewTom 5G e NewTom Vgi evo), totalizando 168 cortes da secção axial. Essas imagens foram selecionadas por um especialista em Endodontia que não participou da etapa de avaliação.

Em seguida, os cortes foram agrupados por fases [1. Inicial (n=14), 2. Pós-preparo (n=14) e 3. Pós-obturação (n=14)], e por terços [1. Cervical (n=14), 2. Médio (n=14) e 3. Apical (n=14)] e dispostos de forma aleatória em diferentes slides no PowerPoint (Microsoft, Seattle, USA), constituindo um banco de imagens para posterior avaliação em cego. Um programa de computador (<https://www.random.org/lists>) foi utilizado para gerar uma sequência randomizada das imagens.

A avaliação qualitativa foi realizada por dois examinadores calibrados, endodontistas, com experiência em análise de imagens de microCT e TCFC, utilizando um computador pessoal com resolução de tela de 1920 x 1080 (Inspiron 15" 7568; Dell Computadores do Brasil Ltda; Eldorado do Sul, RS, Brasil). O processo de calibração consistiu na avaliação de 20% do total das imagens, aleatoriamente selecionadas sendo alcançado um valor de Kappa de 0,913 para concordância intra-examinador e de 0,924 para concordância inter-examinador. Os examinadores realizaram a análise qualitativa em duas sessões, com no mínimo de 15 dias de intervalo, numa sala escura e livre de ruídos sonoros. O brilho e o contraste das imagens foram otimizados de acordo com os avaliadores, para permitir a melhor visualização dos parâmetros avaliados: classificação do istmo, classificação de Vertucci, presença ou ausência de *debris* nos canais radiculares e nos istmos, presença ou ausência de material obturador em áreas de istmos, qualidade da obturação, e presença de imagens sugestivas de perfuração.

6.1.1 Avaliação da anatomia do canal radicular

Para a avaliação e classificação dos canais radiculares, utilizou-se o programa DataViewer v.1.5.1.2 (Bruker, Kontich, Bélgica), onde o arquivo completo de cada imagem foi exibido na tela, nas três secções (axial, coronal e sagital), possibilitando a navegação tridimensional das imagens e desta maneira a correta classificação dos canais para cada espécime. Assim, os examinadores avaliaram todas as imagens das 14 amostras obtidas pelos quatro aparelhos na fase inicial, e classificaram a morfologia do sistema de canais radiculares segundo a classificação de VERTUCCI (1984) (Tabela V).

Tabela V. Classificação do sistema de canais radiculares segundo Vertucci (1984).

Tipo I – Um único canal que se estende da câmara pulpar até o ápice
Tipo II – Dois canais deixam a câmara pulpar e se juntam próximo ao ápice para formar um único canal
Tipo III – Um único canal deixa a câmara pulpar, divide em dois dentro da raiz, e então se fundem para terminar como um canal
Tipo IV – Dois separados e distintos canais estendem da câmara pulpar até o ápice
Tipo V – Um único canal deixa a câmara pulpar e divide em dois separados e distintos canais com forames apicais separados
Tipo VI – Dois separados canais deixam a câmara pulpar, fundem no corpo da raiz, e se separa próximo ao ápice para terminar como dois distintos canais
Tipo VII – Um único canal deixa a câmara pulpar, divide e então se fundem no corpo da raiz, e finalmente redivide em dois distintos canais próximo ao ápice
Tipo VIII – Três separados e distintos canais se estendem desde a câmara pulpar até o ápice

Em seguida, utilizando o banco de dados dos cortes axiais, a classificação dos istmos foi feita de acordo com a classificação de HSU; KIM (1997) (Tabela VI; Figuras 9 e 10):

Tabela VI. Classificação morfológica dos istmos segundo Hsu & Kim (1997).

Classe I – Presença de dois ou três canais sem comunicação visível
Classe II – Presença de dois canais com comunicação visível entre os canais principais
Classe III – Presença de um canal entre os dois canais principais e/ou canal em “C” incompleto
Classe IV – Presença de uma extensão a partir do canal principal para a área de istmo
Classe V – Presença de uma conexão visível entre os canais

A. B. C. D.
Figura 9. Istmo classe V da classificação Hsu e Kim (1997). A. microCT, B. Accuitomo, C. NewTom 5G e; D. NewTom VGi evo.

A. B. C. D.
Figura 10. Istmo classe IV da classificação Hsu e Kim (1997). A. microCT, B. Accuitomo, C. NewTom 5G e; D. NewTom VGi evo.

6.1.2 Avaliação pós-instrumentação

Na avaliação das imagens pós-instrumentação foi analisada a presença ou ausência de *debris* no canal e na área de istmos e a presença de perfuração (Tabelas VII, VIII e IX; Figuras 11, 12 e 13), segundo os seguintes *scores*:

Tabela VII. Escores utilizados pelos examinadores do estudo para avaliação da presença de *debris* nos canais radiculares.

-
1 – Ausente
2 – Presente
3 – Imagem não permite diagnóstico adequado
-

Tabela VIII. Escores utilizados pelos examinadores do estudo para avaliação da presença de *debris* nas áreas de istmos.

-
1 – Ausência de <i>debris</i>
2 – Istmo parcialmente preenchido com <i>debris</i>
3 – Istmo completamente preenchido com <i>debris</i>
4 – Imagem não permite diagnóstico adequado da presença de <i>debris</i>
5 – Istmo não Detectável
-

Tabela IX. Escores utilizados pelos examinadores do estudo para avaliação da presença de perfuração nos canais radiculares após o preparo biomecânico.

1 – Ausente
2 – Presente
3 – Imagem não permite diagnóstico adequado

Figura 11. Presença de *debris* na região de istmo (Classe II - Hsu & Kim, 1997). Na figura **A.** microCT, e o desaparecimento da região de istmo; nas figuras **B.** Accuitomo, **C.** NewTom 5G e, **D.** NewTom VGi evo, dificultando o diagnóstico endodôntico.

Figura 12. Presença de *debris* nos canais radiculares e região de istmo (Classe V - Hsu & Kim, 1997). Na figura **A.** microCT, **B.** Accuitomo, **C.** NewTom 5G e, **D.** NewTom VGi evo.

Figura 13. Presença de *debris* na região de istmo (Classe IV – Hsu & Kim, 1997). Na figura **A.** microCT, **B.** Accuitomo, **C.** NewTom 5G e, **D.** NewTom VGi evo.

6.1.3 Avaliação pós-obturação

Na avaliação das imagens pós-obturação foi analisada a presença ou ausência de falhas na obturação no canal radicular, a qualidade do preenchimento nas áreas de istmos e a presença ou não de perfuração, seguindo os seguintes escores (Tabelas X, XI e XII, Figuras 14, 15 e 16):

Tabela X. Escores utilizados pelos examinadores do estudo para avaliação da qualidade da obturação do sistema de canais radiculares.

1 – Ausência de falhas* na obturação
2 – Presença de falhas* no material obturador
3 – Presença de falhas* na interface material obturador/parede dentinária
4 – Presença de falhas* no material obturador e na interface dentinária
5 – Imagem não permite diagnóstico adequado

*Espaços vazios no material obturador e desadaptação na interface material obturador/parede dentinária.

Tabela XI. Escores utilizados pelos examinadores do estudo para avaliação do preenchimento das áreas de istmos por material obturador.

1 – Material obturador ausente
2 – Istmo parcialmente preenchido com material obturador
3 – Istmo completamente preenchido com material obturador
4 – Imagem não permite diagnóstico adequado do material obturador
5 – Istmo não detectável

Tabela XII. Escores utilizados pelos examinadores do estudo para avaliação da presença de perfuração nos canais radiculares após a obturação.

1 – Ausente
2 – Presente
3 – Imagem não permite diagnóstico adequado

Figura 14. Istmos completamente preenchidos por material obturador (Classe V - Hsu & Kim, 1997). Na figura A. microCT, B. Accuitomo, C. NewTom 5G e, D. NewTom VGi evo.

Figura 15. Istmo parcialmente preenchido por material obturador (Classe IV - Hsu & Kim, 1997). Na figura **A.** microCT, **B.** Accuitomo, **C.** NewTom 5G e, **D.** NewTom VGi evo.

Figura 16. Material obturador ausente na região de istmo (Classe V - Hsu & Kim, 1997). Na figura **A.** microCT, **B.** Accuitomo, **C.** NewTom 5G e, **D.** NewTom VGi evo.

Após finalizar a análise qualitativa de todas as fases, os examinadores avaliaram a capacidade e a acuidade do diagnóstico de cada imagem, através da seleção aleatória de 80 cortes axiais de diferentes etapas do tratamento endodôntico, por meio dos escores descritos abaixo (Tabela XIII).

Tabela XIII. Escores utilizados pelos examinadores do estudo para avaliação da possibilidade de utilização da imagem na realização do diagnóstico endodôntico.

1 – Não

2 – Sim

Para cada imagem avaliada, os examinadores graduaram o nível de confiança da sua própria resposta, em relação à capacidade de diagnóstico. Os valores variaram entre 0 e 6, onde 0 seria não-confiante e 6 extremamente confiante (Figura 17).

Figura 17. Escores utilizados pelos examinadores do estudo para avaliação do nível de confiança em relação à capacidade de utilização da imagem na realização do diagnóstico endodôntico.

6.2 Análise Quantitativa

Após a reconstrução, realizou-se o processamento e análise das imagens com auxílio do programa CTAn v.1.11.4.2+ (SkyScan, Kontich, Bélgica) que consistiu, inicialmente, na utilização de operações matemáticas para alterar valores dos *pixels* do canal radicular, em um processo denominado binarização ou segmentação. Estas operações matemáticas consistiram na elaboração e execução de uma rotina computacional (macro) com a ferramenta *Custom Processing*, utilizando uma sequência de *plug-ins*, visando padronizar e automatizar o processo de obtenção de dados.

O primeiro passo consistiu na segmentação da imagem por meio da técnica de limiarização ou *threshold* interativo no qual a segmentação dos valores de cinza foi obtida de forma interativa, separando-se os segmentos que corresponderiam à dentina e ao canal radicular. Foi selecionada para esse estudo a opção *Otsu automatic*, que permitiu a padronização do *threshold* para todas as máquinas avaliadas. Neste processo foi possível dividir a imagem em regiões, reconhecendo-as como objetos independentes uns dos outros e do fundo. Obteve-se, assim, uma imagem binária aonde os *pixels* pretos representaram o fundo e as regiões de *pixels* brancos, os objetos da análise. O segundo passo consistiu na execução do *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 um número de operações booleanas ou lógicas pudessem ser aplicadas entre o conjunto de dados selecionado (objeto binarizado) e a região de interesse (RI) definida. No presente estudo, estas operações visaram inicialmente definir o contorno da RI 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 ou material obturador.

A aplicação de procedimentos de pós-processamento é necessária a fim de corrigir as imagens binarizadas resultantes do processo de segmentação. No presente estudo, algumas partículas espúrias de fundo foram eliminadas através do *plug-in Despeckle*, permitindo a supressão de objetos em um intervalo de tamanho especificado, não relacionados ao canal principal. A seguir, por meio do *plug-in Individual Object Analysis (2D space)*, foram obtidos dados referentes aos parâmetros bidimensionais de número, área (mm²), circularidade (mm), diâmetro maior (mm) e diâmetro menor (mm) dos canais radiculares das secções axiais, em três níveis radiculares para cada terço (cervical, médio e apical), totalizando nove medidas para cada espécime, e em seguida realizada a média dos parâmetros para o canal radicular como um todo.

6.3 Análise estatística

Os dados qualitativos foram apresentados como distribuição de frequência e porcentagem observada e analisados quanto a concordância entre os diferentes aparelhos pelo teste de concordância de Kappa.

Os dados quantitativos de área, perímetro, circularidade, diâmetro maior e diâmetro menor foram submetidos inicialmente aos testes de normalidade (Shapiro-Wilk) e homogeneidade de variância (Levene). Uma vez constatada a distribuição amostral normal e homogênea, os dados foram submetidos à Análise de variância (ANOVA um critério) para avaliar a influência do fator aparelho (microCT, ACC, N5G e NEVO) e teste de Tukey para comparações múltiplas entre os grupos. A concordância entre os dados quantitativos entre os diferentes aparelhos foi verificada pela Coeficiente de Correlação Intraclassa (ICC) entre os diferentes aparelhos. A relação entre os dados quantitativos entre microCT e os diferentes aparelhos de TCFC foi determinada pela regressão linear simples. Todas as análises foram realizadas no programa SPSS 15.0 (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA) com nível de probabilidade de 95% em todas as análises.

RESULTADOS

Análise da anatomia do canal radicular

Os resultados da classificação da morfologia do sistema de canais radiculares da raiz mesial de molares inferiores segundo VERTUCCI (1984) e de istmos segundo HSU; KIM (1997), estão apresentados nas Tabelas XIV e XV, respectivamente. Quanto à classificação da morfologia do canal radicular, os tipos I, III, IV e V foram os mais prevalentes entre todos os aparelhos avaliados (microCT e TCFCs). Ainda foi possível observar a presença dos tipos II e VII apenas na avaliação por TCFC (Tabela 1). A análise Kappa indicou concordância moderada ($k = 0,41$) entre o microCT e os TCFC, sendo que entre os aparelhos de TCFC foi observada uma concordância quase perfeita ($0,91 < k < 1,00$) (Tabela 3).

Tabela XIV. Classificação da morfologia do sistema de canais radiculares da raiz mesial de molares inferiores [n (%)] de acordo com Vertucci para os diferentes aparelhos avaliados.

Aparelhos	Classificação de Vertucci							
	Tipo I	Tipo II	Tipo III	Tipo IV	Tipo V	Tipo VII	II-I-II-I	I-II-I-II-I
microCT	5(35,8)	-	2(14,3)	2(14,3)	3(21,4)	-	1(7,1)	1(7,1)
ACC	3(21,4)	1(7,1)	3(21,4)	2(14,3)	2(14,3)	2(14,3)	1(7,1)	-
N5G	3(21,4)	1(7,1)	3(21,4)	2(14,3)	2(14,3)	2(14,3)	1(7,1)	-
NEVO	3(21,4)	1(7,1)	3(21,4)	2(14,3)	2(14,3)	1(7,1)	1(7,1)	1(7,1)

Em relação à classificação morfológica dos istmos, os tipos IV e V foram os mais prevalentes entre todos os aparelhos avaliados (microCT e TCFCs). Entretanto, quando avaliada a classificação do tipo I, ou seja, ausência de istmos, as imagens de TCFC apresentaram maior prevalência (20 – 22,5%) comparada à microCT (5%). Por outro lado, observou-se maior frequência do tipo II (20%) e III (10%) nas imagens obtidas por meio de microCT comparada às imagens de TCFC (Tabela 2).

Tabela XV. Classificação morfológica do tipo de istmo presente no sistema de canais radiculares da raiz mesial de molares inferiores [n (%)] para os diferentes aparelhos avaliados.

Aparelhos	Classificação dos Istmos				
	Tipo I	Tipo II	Tipo III	Tipo IV	Tipo V
microCT	2 (5,0)	8 (20,0)	4 (10,0)	12 (30,0)	14 (35,0)
ACC	8 (20,0)	2 (5,0)	-	13 (32,5)	17 (42,5)
N5G	9 (22,5)	5 (12,5)	1 (2,5)	10 (25,0)	15 (37,5)
NEVO	9 (22,5)	3 (7,5)	-	14 (35,0)	14 (35,0)

Nesta análise de istmos, a análise Kappa indicou concordância moderada ($k = 0,49$) entre o microCT e os aparelhos ACC e NEVO, e concordância substancial entre o microCT x N5G ($k = 0,63$). Ainda, foi observada concordância substancial entre todos os aparelhos de TCFC avaliados entre si ($0,69 < k < 0,79$) (Tabela XVI).

Tabela XVI. Índice de concordância ao teste Kappa para a classificação morfológica do tipo de canal radicular e de istmos entre os diferentes aparelhos avaliados.

Aparelhos	Classificação dos canais radiculares	Classificação de Istmos
microCT x ACC	0,41	0,49
microCT x N5G	0,41	0,63
microCT x NEVO	0,41	0,49
ACC x N5G	1,0	0,69
ACC x NEVO	0,92	0,75
N5G x NEVO	0,92	0,79

Os valores quantitativos de área, perímetro, circularidade, diâmetro maior e diâmetro menor referente à fase de avaliação quantitativa da anatomia original do canal radicular, ou seja, na fase inicial, estão apresentados na Tabela XVII.

Para os valores de área ($p=0,59$), circularidade ($p=0,35$) e diâmetro menor ($p=0,1$) não houve diferença entre os aparelhos avaliados. Em relação ao perímetro, o microCT apresentou maiores valores comparados aos TCFCs ($p<0,05$). Quanto aos valores de diâmetro maior, o microCT apresentou maiores valores comparado ao ACC e NEVO ($p<0,05$). Já o aparelho N5G apresentou valores de diâmetro maior semelhantes tanto ao microCT como também aos tomógrafos ACC e NEVO ($p>0,05$) (Tabela XVII).

Tabela XVII. Valores de média (desvio-padrão) para os dados de área (mm²), perímetro (mm), circularidade, diâmetro maior (mm) e diâmetro menor (mm) para os diferentes aparelhos na fase inicial.

Aparelhos	Parâmetros				
	Área	Perímetro	Circularidade	Diâmetro maior	Diâmetro menor
microCT	0,51 (0,46)A	3,68 (2,14)A	0,41 (0,24)A	1,44 (0,94)A	0,47 (0,20)A
ACC	0,43 (0,54)A	2,40 (2,27)B	0,36 (0,29)A	0,95 (0,97)B	0,38 (0,30)A
N5G	0,45 (0,50)A	2,57 (2,13)B	0,37 (0,26)A	1,01 (0,90)AB	0,43 (0,28)A
NEVO	0,39 (0,52)A	2,16 (2,19)B	0,31 (0,26)A	0,85 (0,02)B	0,35 (0,30)A
Valor de p	0,59	0,01	0,35	0,05	0,1

* Letras diferentes indicam diferença estatística ao teste de Tukey ($p < 0,05$) para os diferentes parâmetros avaliados.

Em relação aos dados de área os TCFC apresentaram reprodutibilidade excelente quando comparado ao microCT ($ICC > 0,90$). O diâmetro menor apresentou reprodutibilidade excelente apenas quando comparado os tomógrafos ACC e N5G ao microCT, sendo que o NEVO apresentou reprodutibilidade satisfatória comparada ao microCT ($ICC = 0,68$). Para os dados de perímetro, circularidade e diâmetro maior a reprodutibilidade dos TCFCs em relação ao microCT foi satisfatória ($0,41 < ICC < 0,74$), sendo que esta correlação/reprodutibilidade foi menor para o parâmetro de circularidade ($ICC = 0,41$ e $0,42$). Já quando avaliada a reprodutibilidade de todos os parâmetros avaliados entre os TCFCs, esses valores foram satisfatórios ou excelentes ($ICC = 0,57$ a $0,87$) (Tabela XVIII).

Tabela XVIII. Valores de correlação intraclass entre os diferentes aparelhos para área, perímetro, circularidade, diâmetro maior e diâmetro menor da anatomia do canal radicular.

Aparelhos	Parâmetros				
	Área	Perímetro	Circularidade	Diâmetro maior	Diâmetro menor
microCT X ACC	0,90	0,73	0,41	0,72	0,76
microCT X N5G	0,93	0,73	0,41	0,74	0,77
microCT X NEVO	0,91	0,69	0,42	0,69	0,68
ACC X N5G	0,91	0,85	0,80	0,86	0,82
ACC X NEVO	0,96	0,87	0,57	0,87	0,81
N5G X NEVO	0,92	0,86	0,62	0,87	0,75

Os modelos de regressão linear simples apresentaram associação significativa entre os valores de área (Figura 18), perímetro (Figura 19), circularidade (Figura 20), diâmetro maior (Figura 21) e diâmetro menor (Figura 22) para os dados avaliados por microCT e os diferentes aparelhos de TCFC ($p < 0,01$). Para os dados de área o modelo de regressão linear apresentou altos coeficientes de regressão (0,830 a 0,865) com coeficientes de determinação próximos para os diferentes aparelhos de TCFC ($0,782 < \beta < 0,856$) (Figura 18). Em relação aos dados de perímetro, diâmetro maior e diâmetro menor, os modelos de regressão linear apresentaram coeficientes de regressão variando entre 0,473 e 0,656 com coeficientes de determinação similares para os diferentes aparelhos de TCFC (Figuras 19, 21 e 22). Para os dados de circularidade foram observados baixos coeficientes de regressão linear (0,12 a 0,18) com coeficientes de determinação similares para os diferentes aparelhos de TCFC (Figura 20).

Figura 18. Regressão linear entre valores de área para (A) microCT e ACC, (B) microCT e N5G e (C) microCT e NEVO.

Figura 19. Regressão linear entre valores de perímetro para (A) microCT e ACC, (B) microCT e N5G e (C) microCT e NEVO.

Figura 20. Regressão linear entre valores de circularidade para (A) microCT e ACC, (B) microCT e N5G e (C) microCT e NEVO.

Figura 21. Regressão linear entre valores de diâmetro maior para (A) microCT e ACC, (B) microCT e N5G e (C) microCT e NEVO.

Figura 22. Regressão linear entre valores de diâmetro menor para (A) microCT e ACC, (B) microCT e N5G e (C) microCT e NEVO.

Análise do preparo biomecânico do canal radicular

Os resultados da classificação da presença de *debris* no canal radicular, *debris* nas áreas de istmos e perfuração do canal radicular após preparo biomecânico estão descritos nas Tabelas XIX a XXI.

Na avaliação por microCT foi observada presença de *debris* no canal radicular em 40,7% dos canais. Para os aparelhos de TCFCs, a maioria das imagens não permitiu diagnóstico, sendo que entre as imagens que permitiram diagnóstico, a maioria não identificou presença de *debris* no canal radicular (Tabela XIX). O teste Kappa indicou concordância moderada entre microCT e os aparelhos ACC e NEVO ($k = 0,45$ e $0,46$ respectivamente) e ausência de concordância entre microCT x N5G ($k = 0,01$). Entre os aparelhos de TCFC foi observada ausência de concordância entre N5G x ACC ($k = 0,12$), e N5G x NEVO ($k = 0,06$) e concordância substancial entre ACC e NEVO ($k = 0,70$) (Tabela XXII).

Tabela XIX. Classificação da presença de *debris* no canal radicular [n (%)] após preparo biomecânico para os diferentes aparelhos avaliados.

Aparelhos	<i>Debris</i> no canal radicular		
	1	2	3
microCT	24 (57,1)	17 (40,5)	1 (2,4)
ACC	6 (14,3)	-	36 (85,7)
N5G	13 (31)	2 (4,8)	27 (64,3)
NEVO	18 (42,9)	2 (4,8)	22 (52,4)

Escores para a classificação de *debris* no canal radicular: (1) ausente; (2) presente e (3) não permite diagnóstico adequado.

Quanto à avaliação de *debris* nos istmos, foi observada a presença de *debris* em 91,4% dos canais quando avaliados por microCT, já para avaliação em TCFC, 37,1% das imagens obtidas pelo NEVO, 42,9% pelo N5G e 45,7 do ACC não permitiram diagnóstico adequado da presença de *debris*. Entretanto, em 40,0 a 42,9% das imagens avaliadas não foi possível detectar a presença de istmos na maioria das imagens passíveis de avaliação (Tabela XX).

Tabela XX. Classificação da presença de *debris* em áreas de istmos [n (%)] após preparo biomecânico para os diferentes aparelhos avaliados.

Aparelhos	Debris no istmo				
	1	2	3	4	5
microCT	3 (8,6)	7 (20,0)	25 (71,4)	-	-
ACC	2 (5,7)	-	2 (5,7)	16 (45,7)	15 (42,9)
N5G	1 (2,9)	-	5 (14,3)	15 (42,9)	14 (40,0)
NEVO	3 (8,6)	1 (2,9)	4 (11,4)	13 (37,1)	14 (40,0)

Escores para a classificação de *debris* no istmo: (1) ausente; (2) istmo parcialmente preenchido; (3) istmo completamente preenchido; (4) imagem não permite diagnóstico adequado e (5) istmo não detectável.

A análise Kappa para a classificação da presença de *debris* no canal radicular, presença de *debris* no istmo após o preparo biomecânico indicou ausência de concordância entre o microCT e os aparelhos de TCFC ($0,05 < k < 0,12$). Entre os TCFCs foi observada concordância moderada entre N5G x ACC ($k = 0,45$) e N5G x NEVO ($k = 0,42$), e concordância substancial entre ACC x NEVO ($k = 0,65$) (Tabela XXII).

Tabela XXI. Classificação da presença de perfuração [n (%)] após preparo biomecânico para os diferentes aparelhos avaliados.

Aparelhos	Perfuração		
	1	2	3
microCT	42 (100,0)	-	-
ACC	41 (97,6)	1 (2,4)	-
N5G	40 (95,2)	2 (4,8)	-
NEVO	41 (97,6)	1 (2,4)	-

Escores para a classificação da perfuração: (1) ausente; (2) presente e (3) não permite diagnóstico adequado.

Em relação análise de perfuração pós preparo biomecânico não foi possível detectar a sua presença em 100% das imagens obtidas em microCT. Por outro lado, a presença de perfuração foi observada em torno de 2,4 – 4,8% das imagens obtidas nos TCFCs (Tabela XXI), confirmado pelo teste Kappa, que demonstrou concordância insignificante entre o microCT e os TCFCs avaliados (Tabela XXII).

Tabela XXII. Índice de concordância ao teste Kappa para classificação de presença de *debris* no canal radicular, presença de *debris* no istmo e perfuração após preparo biomecânico entre os diferentes aparelhos avaliados.

Aparelhos	Parâmetro		
	<i>Debris</i> no canal	<i>Debris</i> no Istmo	Perfuração
microCT X ACC	0,46	0,08	0,0
microCT X N5G	0,01	0,05	0,0
microCT X NEVO	0,45	0,12	0,0
ACC X N5G	0,12	0,45	-
ACC X NEVO	0,70	0,65	-
N5G X NEVO	0,06	0,42	-

Os valores quantitativos de área, perímetro, circularidade e diâmetros maior e menor para a fase de avaliação do preparo biomecânico estão apresentados na tabela 10. Para os valores de área ($p=0,92$), perímetro ($p=0,51$), circularidade ($p=0,28$), diâmetro maior ($p=0,90$) e diâmetro menor ($p=0,19$) não houve diferença entre os aparelhos avaliados (Tabela XXIII).

Tabela XXIII. Valores de média (desvio-padrão) para os dados de área (mm^2), perímetro (mm), circularidade, diâmetros maior e menor (mm) para os diferentes aparelhos durante a fase de instrumentação.

Aparelhos	Área	Perímetro	Circularidade	Diâmetro maior	Diâmetro menor
microCT	0,50 (0,37) A	2,85 (1,53) A	0,72 (0,24) A	0,94 (0,59) A	0,67 (0,23) A
ACC	0,51 (0,43) A	2,77 (2,64) A	0,66 (0,25) A	0,92 (0,63) A	0,58 (0,28) A
N5G	0,47 (0,39) A	2,52 (1,43) A	0,71 (0,21) A	0,87 (0,59) A	0,63 (0,25) A
NEVO	0,49 (0,42) A	2,57 (1,52) A	0,67(0,22) A	0,89 (0,60) A	0,63 (0,28) A
Valor de p	0,92	0,51	0,28	0,90	0,19

* Letras diferentes indicam diferença estatística ao teste de Tukey ($p<0,05$) para os diferentes parâmetros avaliados.

Para os dados de área, perímetro, diâmetro maior e menor, os aparelhos de TCFC apresentaram reprodutibilidade excelente quando comparado ao microCT ($\text{ICC} > 0,76$), entretanto para os dados de circularidade foi observada uma reprodutibilidade satisfatória ($0,60 < \text{ICC} < 0,73$). Entre os aparelhos de TCFC foi observada reprodutibilidade excelente para os dados de área, perímetro, diâmetro

maior e menor ($ICC \geq 0,75$) e reprodutibilidade satisfatória para os dados de circularidade ($0,69 < ICC < 0,73$) (Tabela XXIV).

Tabela XXIV. Valores de correlação intraclass entre os diferentes aparelhos para área, perímetro, circularidade, diâmetro maior e diâmetro menor do canal radicular após preparo biomecânico.

Aparelhos	Área	Perímetro	Circularidade	Diâmetro maior	Diâmetro menor
microCT x ACC	0,80	0,78	0,66	0,81	0,80
microCT x N5G	0,95	0,89	0,73	0,93	0,85
microCT x NEVO	0,91	0,76	0,60	0,79	0,82
ACC x N5G	0,82	0,85	0,71	0,88	0,83
ACC x NEVO	0,78	0,75	0,69	0,75	0,81
N5G x NEVO	0,90	0,85	0,73	0,85	0,87

Os modelos de regressão linear simples apresentaram associação significativa entre os valores de área (Figura 23), perímetro (Figura 24), circularidade (Figura 25), diâmetro maior (Figura 26) e menor (Figura 27) para os dados avaliados por microCT e os diferentes aparelhos de TCFC ($P < 0,01$). Para os dados de área, os modelos de regressão linear entre microCT x N5G e microCT x NEVO apresentaram altos coeficientes de regressão (0,833 a 0,900) com coeficientes de determinação similares para os aparelhos N5G e NEVO. Para a o modelo de regressão linear entre microCT x ACC foi observado menor valor de coeficiente de regressão (0,656) (Figuras 23). Para os dados de perímetro e diâmetro maior, os modelos de regressão linear entre microCT x N5G apresentaram altos coeficientes de regressão (0,796 e 0,856, respectivamente), já para os modelos de regressão linear entre microCT x ACC e microCT x NEVO foi observado menor valor de coeficiente de regressão (0,573 e 0,656, respectivamente) (Figuras 24 e 6). Em relação aos dados de circularidade (0,355 - 0,535) e diâmetro menor (0,652 - 0,729), os modelos de regressão linear apresentaram valores de coeficientes de regressão

similares para os diferentes aparelhos de TCFC em relação ao microCT, sendo que para os dados de circularidade foi observado maior valor de coeficiente de determinação para o N5G ($\beta=0,818$) comparado aos aparelhos ACC ($\beta=0,633$) e NEVO ($\beta=0,641$). Para os dados de diâmetro menor, os coeficientes de determinação foram similares para os diferentes aparelhos de TCFC (Figuras 25 e 27).

Figura 23. Regressão linear entre valores de área para (A) microCT e ACC, (B) microCT e N5G e (C) microCT e NEVO.

Figura 24. Regressão linear entre valores de perímetro para (A) microCT e ACC, (B) microCT e N5G e (C) microCT e NEVO.

Figura 25. Regressão linear entre valores de circularidade para (A) microCT e ACC, (B) microCT e N5G e (C) microCT e NEVO.

Figura 26. Regressão linear entre valores de diâmetro maior para (A) microCT e ACC, (B) microCT e N5G e (C) microCT e NEVO.

Figura 27. Regressão linear entre valores de diâmetro menor para (A) microCT e ACC, (B) microCT e N5G e (C) microCT e NEVO.

Análise da obturação do canal radicular

Os resultados da classificação da qualidade da obturação dos canais radiculares e dos istmos, e da presença de perfuração após obturação estão apresentados nas Tabelas XXV a XXVII.

Em relação a qualidade da obturação dos canais radiculares, na avaliação por microCT foi observado ausência de falhas em 69% das imagens (Tabela XXV). Por outro lado, o aparelho ACC não possibilitou diagnóstico em 88,1% das imagens, seguido de 45,2% para o aparelho N5G e 14,3% para o NEVO. Vale destacar que, quando as imagens permitiram avaliação, a maioria foi classificada como ausência de falhas (Tabela XXV). A análise Kappa indicou ausência de concordância entre todos os aparelhos avaliados ($0,01 < k < 0,16$) (Tabela XXVIII).

Tabela XXV. Classificação da qualidade da obturação [n (%)] nos canais radiculares para os diferentes aparelhos avaliados.

Aparelhos	Qualidade da obturação				
	1	2	3	4	5
microCT	29 (69,0)	-	9 (21,4)	4 (9,5)	-
ACC	4 (9,5)	-	-	1 (2,5)	37 (88,1)
N5G	21 (50,0)	-	-	2 (4,8)	19 (45,2)
NEVO	33 (78,6)	-	-	3 (7,1)	6 (14,3)

Escores para a classificação da qualidade da obturação no canal radicular: (1) ausência de falhas; (2) presença de falhas no material obturador; (3) presença de falhas na interface material obturador/parede dentinária; (4) presença de falhas no material obturador e na interface dentinária e (5) imagem não permite diagnóstico adequado.

Quanto à avaliação da obturação em áreas de istmos, o microCT permitiu observar a ausência de preenchimento ou preenchimento parcial na maioria dos istmos avaliados. Quando da análise por TCFC, 20,6% das imagens obtidas pelo ACC, 14,7% pelo N5G e 8,8% do NEVO não permitiram diagnóstico adequado da presença de matéria obturador. Entretanto, em 47,1 a 50,0% das imagens avaliadas não foi possível detectar a presença de istmos. Quando as imagens permitiram avaliação, a maioria foi classificada como preenchimento parcial, e apenas 8,8% a

20,6% das imagens foram classificadas como istmo completamente preenchido (Tabela XXVI). A análise de concordância indicou ausência de concordância entre o microCT x ACC ($k = 0,06$) e concordância pobre entre microCT x N5G ($k = 0,25$) e microCT x NEVO ($k = 0,24$). Entre os aparelhos de TCFC foi observada uma concordância moderada e substancial ($k = 0,56$ a $0,78$) (Tabela 15).

Tabela XXVI. Classificação da qualidade da obturação dos istmos [n (%)] para os diferentes aparelhos avaliados.

Aparelhos	Qualidade da obturação				
	1	2	3	4	5
microCT	16 (47,1)	9 (26,5)	9 (26,5)	-	-
ACC	1 (2,9)	1 (2,9)	9 (26,5)	7(20,6)	16(47,1)
N5G	-	3 (8,8)	10 (29,4)	5(14,7)	16(47,1)
NEVO	1 (2,9)	3 (8,8)	10 (29,4)	3(8,8)	17(50)

Escores para a classificação da qualidade da obturação no istmo: (1) material obturador ausente; (2) istmo parcialmente preenchido com material obturador; (3) istmo completamente preenchido com material obturador; (4) imagem não permite diagnóstico adequado do material obturador e (5) istmo não detectável.

A presença e ausência de perfuração após obturação foi de 97,6% e 2,4%, respectivamente, para as imagens obtidas em microCT, N5G e NEVO (Tabela XXVII), garantindo uma concordância perfeita entre eles (Tabela 15). Por outro lado, em 9,5% das imagens obtidas pelo ACC não permitiram o diagnóstico adequado da perfuração (Tabela XXVII), determinando uma concordância razoável entre microCT x ACC (Tabela XXVIII).

Tabela XXVII. Classificação da presença de perfuração [n (%)] após obturação para os diferentes aparelhos avaliados.

Aparelhos	Perfuração		
	1	2	3
microCT	41 (97,6)	1 (2,4)	-
ACC	36 (85,7)	2 (4,8)	4 (9,5)
N5G	41 (97,6)	1 (2,4)	-
NEVO	41 (97,6)	1 (2,4)	-

Escores para a classificação da perfuração: (1) ausente; (2) presente e (3) não permite diagnóstico adequado.

Tabela XXVIII. Índice de concordância ao teste Kappa para classificação da qualidade da obturação no canal radicular, presença de debris no istmo e perfuração após a obturação entre os diferentes aparelhos avaliados.

Aparelhos	Obturação do canal radicular	Obturação do istmo	Perfuração
microCT X ACC	0,01	0,06	0,27
microCT X N5G	0,09	0,25	1,0
microCT X NEVO	0,07	0,24	1,0
ACC X N5G	0,14	0,78	-
ACC X NEVO	0,02	0,56	-
N5G X NEVO	0,06	0,78	-

Os valores quantitativos de área, perímetro, circularidade, diâmetro maior e diâmetro menor para a fase de avaliação da obturação estão apresentados na tabela 16. Para os valores de área e diâmetro maior ($p=0,009$ e $0,12$, respectivamente) não houve diferença entre os aparelhos avaliados. Em relação ao perímetro e diâmetro menor, o microCT apresentou maiores valores comparados aos TCFCs ($p<0,05$). Quanto à área, o microCT apresentou maiores valores comparado ao N5G e NEVO ($p<0,05$), já o aparelho ACC apresentou valores de área semelhantes ao microCT, ACC e NEVO ($p>0,05$). Para os valores de circularidade, o microCT e ACC apresentaram os maiores valores sem diferença estatística entre si ($p>0,05$), sendo os menores valores observados para o N5G ($p<0,05$), já o aparelho NEVO apresentou valores intermediários similares a microCT, ACC e N5G ($p>0,05$) (Tabela XXIX).

Tabela XXIX. Valores de média (desvio-padrão) para os dados de área (mm^2), perímetro (mm), circularidade, diâmetro maior (mm) e diâmetro menor para os diferentes aparelhos após obturação.

Aparelhos	Área	Perímetro	Circularidade	Diâmetro maior	Diâmetro menor
microCT	0,64 (0,50)A	3,27 (1,65)A	0,70 (0,20)A	1,10 (0,66)A	0,77 (0,23)A
ACC	0,45 (0,48)AB	2,40 (1,62)B	0,67 (0,20)A	0,90 (0,68)AB	0,57 (0,27)B
N5G	0,38 (0,54)B	2,10 (1,83)B	0,57 (0,24)B	0,75 (0,71)B	0,46 (0,32)B
NEVO	0,42 (0,45)B	2,23 (1,63)B	0,64 (0,24)AB	0,80 (0,67)B	0,52 (0,27)B
Valor de p	0,009	< 0,001	0,009	0,12	< 0,001

* Letras diferentes indicam diferença estatística ao teste de Tukey ($p<0,05$) para os diferentes parâmetros avaliados.

Em relação aos dados de área, perímetro, diâmetro maior e diâmetro menor após a obturação, os aparelhos ACC e NEVO apresentaram reprodutibilidade excelente quando comparado ao microCT ($ICC > 0,78$), enquanto que o N5G apresentou reprodutibilidade satisfatória comparada ao microCT ($ICC = 0,51 - 0,65$). Para os dados de circularidade, a reprodutibilidade dos TCFCs em relação ao microCT foi satisfatória ($0,43 < ICC < 0,62$). Quando avaliada a reprodutibilidade, observou-se entre os TCFCs reprodutibilidade excelente entre ACC e NEVO para os dados de área, perímetro, diâmetro maior e diâmetro menor ($0,75 < ICC < 0,91$) e satisfatória para os dados de circularidade ($ICC = 0,59$). A reprodutibilidade entre N5G e ACC e entre N5G e NEVO foi pobre ou satisfatória ($0,23 < ICC < 0,67$) (Tabela XXX).

Tabela XXX. Valores de correlação intraclass entre os diferentes aparelhos para área, perímetro, circularidade, diâmetro maior e diâmetro menor do canal radicular após a obturação do canal radicular.

Aparelhos	Área	Perímetro	Circularidade	Diâmetro maior	Diâmetro menor
microCT X ACC	0,92	0,92	0,62	0,95	0,79
microCT X N5G	0,60	0,60	0,44	0,65	0,51
microCT X NEVO	0,92	0,89	0,43	0,91	0,78
ACC X N5G	0,51	0,57	0,23	0,64	0,36
ACC X NEVO	0,90	0,91	0,59	0,94	0,75
N5G X NEVO	0,60	0,60	0,49	0,67	0,46

Os modelos de regressão linear simples apresentaram associação significativa entre os valores de área (Figura 28), perímetro (Figura 29), circularidade (Figura 30), diâmetro maior (Figura 31) e diâmetro menor (Figura 32) para os dados avaliados em microCT e os diferentes aparelhos de TCFC ($p < 0,01$). Para os dados de área, perímetro, diâmetro maior e menor, os modelos de regressão linear entre microCT x ACC e microCT x NG apresentaram coeficientes de regressão entre 0,638 e 0,889, com coeficientes de determinação similares para os aparelhos ACC x

N5G. Já para os modelos de regressão linear entre microCT x N5G foram observados menores valores de coeficiente de regressão (entre 0,284 a 0,438) (Figuras 28, 29, 31 e 32). No entanto, para os dados de circularidade, os modelos de regressão linear apresentaram maiores coeficientes de regressão para o aparelho N5G (0,535) comparado aos aparelhos ACC e NEVO (0,180 e 0,189 respectivamente) (Figura 30).

Figura 28. Regressão linear entre valores de área para (A) microCT e ACC, (B) microCT e N5G e (C) microCT e NEVO.

Figura 29. Regressão linear entre valores de perímetro para (A) microCT e ACC, (B) microCT e N5G e (C) microCT e NEVO.

Figura 30. Regressão linear entre valores de circularidade para (A) microCT e ACC, (B) microCT e N5G e (C) microCT e NEVO.

Figura 31. Regressão linear entre valores de diâmetro maior para (A) microCT e ACC, (B) microCT e N5G e (C) microCT e NEVO.

Figura 32. Regressão linear entre valores de diâmetro menor para (A) microCT e ACC, (B) microCT e N5G e (C) microCT e NEVO.

DISCUSSÃO

Nas últimas duas décadas, a microCT, método de alta resolução e acuidade, tem impulsionado a realização de novas pesquisas para avaliação da anatomia, do preparo biomecânico e da obturação do SCR, por meio da análise qualitativa e quantitativa de parâmetros bidimensionais (área, perímetro, circularidade, diâmetros maior e menor, centroides, porosidade) e tridimensionais (volume, área de superfície e SMI). Entretanto, apesar de ser uma metodologia aplicável apenas laboratorialmente, devido às altas doses de radiação e ao longo tempo de escaneamento, tem fornecido subsídios substanciais para o desenvolvimento de novos aparelhos, metodologias e programas de reconstrução e análise que possam ser usados clinicamente no planejamento do tratamento endodôntico (COTTON et al., 2007; PATEL et al., 2007; VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2011a; DURACK; PATEL, 2012; VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2012; LEONI et al., 2013; VERSIANI et al., 2013; SOUZA-FLAMINI et al., 2014; ALVES et al., 2016; DE-DEUS et al., 2016; KELES et al., 2016; BRASIL et al., 2017; JARDINE et al., 2017; LEONI et al., 2017; ZUOLO et al., 2017; NEELAKANTAN et al., 2018; PATEL et al., 2018; VERSIANI et al., 2018).

Clinicamente, os recursos imaginológicos, como as TCFCs, têm sido amplamente utilizados nos processos de diagnóstico, planejamento, tratamento e acompanhamento em Endodontia, principalmente no que diz respeito à avaliação das áreas de desafios anatômicos, fraturas, perfurações, reabsorções interna ou externa, qualidade da obturação, bem como em casos de insucesso (COTTON et al., 2007; PATEL et al., 2007; JACOBS, 2011; LIMA; REZENDE, 2011; 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).

Nesse sentido, o presente estudo avaliou a sensibilidade e acuidade de diferentes TCFCs, tendo como padrão de referência os dados obtidos a partir de microCT, nas etapas do tratamento endodôntico, por meio de análises quali-quantitativas.

Para a melhor compreensão das análises quali-quantitativas das imagens obtidas por meio dos diferentes TCFCs em comparação àquelas obtidas por microCT, a discussão será realizada em três partes de acordo com as etapas analisadas no presente estudo.

Avaliação da morfologia do sistema de canais radiculares

A configuração anatômica do SCR foi avaliada através da classificação morfológica de VERTUCCI (1984) e pela classificação de istmos de HSU; KIM (1997). Em relação à classificação dos canais radiculares, VERTUCCI (1984) descreveu 8 tipos morfológicos diferentes, sendo que foi possível observar na amostra do presente estudo a prevalência dos tipos I, III, IV e V em todos os aparelhos avaliados, mostrando uma concordância moderada entre o microCT e TCFCs, e perfeita entre os TCFCs. Os estudos de DEMIRBUGA et al. (2013) e MARTINS et al. (2018), mostram a maior frequência dos tipos I e IV em população turca e portuguesa, respectivamente, após avaliação tomográfica.

Em relação à presença de istmos, observou-se que, apesar da visualização destas estruturas na maioria (80%) da amostra, as imagens não apresentavam acuidade suficiente para a classificação do tipo de istmo observado nas imagens de TCFC, como também observados por Estrela et al. (2013), que detectaram por meio

de TCFC a presença de istmos em torno de 70% dos dentes avaliados, entretanto, diferente do presente estudo, não classificaram os tipos de istmos encontrados. A análise qualitativa das imagens permitiu detectar maior prevalência dos tipos IV e V, dentre os cinco tipos de istmos descritos por HSU; KIM (1997), tanto em microCT quanto nos TCFCs. Por outro lado, as imagens das TCFCs, de forma semelhante entre si, possibilitaram a classificação de istmos tipo II e III em menor proporção que as imagens de microCT, mostrando concordância moderada entre o microCT e os TCFCs para este parâmetro. Entretanto, vale destacar que, apesar da dificuldade em se classificar o tipo de istmo, a possibilidade de diagnosticar sua presença por meio de TCFC, permite ao clínico um direcionamento durante o planejamento do tratamento endodôntico.

O istmo é uma estrutura anatômica que, na maioria das vezes, se apresenta muito estreita, o que pode ter sua visualização comprometida, quando os TCFCs apresentam resolução espacial muito baixa (BECHARA et al., 2013; NEMTOI et al., 2013; MARET et al., 2014; PAUWELS et al., 2014; MICHETTI et al., 2015; SHAHEEN et al., 2017), uma vez que a qualidade da imagem tridimensional pode ser avaliada de acordo com sua resolução espacial, resolução de contraste, presença ou ausência de ruídos e artefatos. Essas características podem ser reguladas por parâmetros dependentes do equipamento (tamanho do ponto focal, distância ponto focal/paciente e filtro de feixes de raio-X) ou ainda de acordo com a possibilidade de alteração de alguns parâmetros pelo operador (mA, kV, FOV e tempo de exposição). A habilidade de distinguir pequenos detalhes na imagem, como a ligação entre duas estruturas pequenas, está diretamente relacionada ao tamanho do voxel.

No presente estudo, os tomógrafos NEVO e ACC apresentaram concordância moderada com o microCT, que pode ser justificada por possuírem maiores valores de voltagem (kV) e corrente elétrica (mA), bem como pelo FOV menor, visto que estes fatores que propiciam uma melhor qualidade na formação da imagem (BECHARA et al., 2013, NEMTOI et al., 2013, MARET et al., 2014, PAUWELS et al., 2014, MICHETTI et al., 2015). Por outro lado, casos em que os istmos eram maiores e mais volumosos (tipo V), houve maior concordância entre o microCT e os TCFCs. Vale ressaltar que o aumento da kV ou mA, aumentam a dose de radiação exposta para o paciente, sendo que o aumento do kV tem efeito mais acentuado na dose de radiação quando comparado ao aumento da mA (BECHARA et al., 2013, NEMTOI et al., 2013, MARET et al., 2014, PAUWELS et al., 2014, MICHETTI et al., 2015).

O aumento do kV resulta, não apenas em um maior número de raios-X por unidade de tempo, mas também aumenta sua energia, interferindo na capacidade de penetração desses raios. Dessa forma, quando há necessidade de se obter uma imagem de alta qualidade, como em casos de diagnóstico e planejamento de tratamento endodôntico em dentes com desafios anatômicos, torna-se válido aumentar a mA e reduzir o FOV, previamente ao aumento da kV, com o intuito de diminuir as doses de radiação a que o paciente será exposto (JACOBS, 2011; PAUWELS et al., 2012; BECHARA et al., 2013, NEMTOI et al., 2013; PAUWELS et al., 2014; PATEL et al., 2014; MICHETTI et al., 2015; PATEL et al., 2017; DOYLE et al., 2018; PAUWELS, 2018).

A análise quantitativa bidimensional de área, circularidade e diâmetro menor não mostrou diferença estatística entre os dados obtidos por microCT e pelos TCFCs avaliados. Entretanto, quando avaliado o perímetro, observou-se maiores

valores para o microCT quando comparado aos TCFC, e o diâmetro maior apresentou maiores valores para o microCT e para o N5G. Os valores subestimados de perímetro (em torno de 42%) e diâmetro maior (em torno de 41%) e menor (em torno de 26%) obtidos nos TCFCs avaliados podem estar relacionados à baixa resolução desses aparelhos (JACOBS, 2011; PAUWELS et al., 2012; BECHARA et al., 2013, NEMTOI et al., 2013; PAUWELS et al., 2014; PATEL et al., 2014; MICHETTI et al., 2015; PATEL et al., 2017; DOYLE et al., 2018; PAUWELS, 2018), quando comparado ao microCT, influenciando diretamente a nitidez e definição de pequenas estruturas, especialmente na delimitação das suas bordas, uma vez que esses parâmetros podem influenciar na medida do diâmetro anatômico e, conseqüentemente, na determinação do instrumento final durante o preparo biomecânico, que podem impactar na limpeza e desinfecção.

Avaliação do preparo biomecânico

Em relação ao preparo biomecânico, no presente estudo, foi realizada a análise qualitativa da presença de *debris* no SCR e nas áreas de istmos, presença de perfuração, bem como análise quantitativa dos parâmetros bidimensionais de área, perímetro, circularidade e diâmetros maior e menor.

Estudos recentes têm demonstrado que a microCT possibilita a avaliação do acúmulo de *debris* no interior dos canais radiculares após a instrumentação (GAGLIARDI et al., 2015; MARCELIANO-ALVES et al., 2015; PAGLIOSA et al., 2015; PETERS; ARIAS; PAQUÉ; 2015; ALVES et al., 2016; SANTA-ROSA et al., 2016; VERSIANI et al., 2016; BRASIL et al., 2017; JARDINE et al., 2017; LEONI et al., 2017; VERSTRAETEN et al., 2017; ZUOLO et al., 2017; VERSIANI et al., 2018). Esses dados são importantes uma vez que os *debris* podem conter bactérias, levar à

reinfeção do SCR e consequentemente resultar no insucesso do tratamento endodôntico (PAQUÉ et al., 2009; PAQUÉ et al., 2012; VERSIANI et al., 2016; LEONI et al., 2017).

Os resultados da análise qualitativa do acúmulo de *debris* após preparo biomecânico, no presente estudo, mostraram que foi possível detectar, por meio de microCT, a presença de *debris* em torno de 40,5% no SCR e de 91,4% nas áreas de istmos, nas imagens obtidas. Por outro lado, a maioria das imagens tomográficas foram avaliadas com escore 4, onde não era possível o diagnóstico adequado quanto a presença ou ausência de *debris* no interior dos canais radiculares (52,4 a 85,7%). As imagens avaliadas com escore 1, onde era possível a visualização e diagnóstico das imagens de TCFC, não possibilitavam a identificação da presença de *debris* (14,3 a 42,9%). Além disso, a avaliação de *debris* nas áreas de istmos foi possível em apenas 2,9 a 8,6% das imagens obtidas em TCFC.

Cerca de 40% das imagens de TCFC não permitiram o diagnóstico da presença de istmos após o preparo biomecânico, o que pode estar diretamente relacionado ao acúmulo de *debris* nestas áreas de desafios anatômicos, visto que sua densidade é semelhante à da dentina. Estes dados corroboram com os resultados obtidos na fase da avaliação morfológica do SCR, em que também houve a dificuldade de se diagnosticar a presença de istmos, porém em menores valores percentuais (20 a 22,5%).

A limitação na visualização de istmos e *debris* está 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 dos tecidos moles e de baixa densidade, como os *debris* (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).

Ainda em relação a visualização de *debris*, os tomógrafos ACC e NEVO apresentaram concordância moderada com o microCT, diferente do N5G que não apresentou concordância. A maior distância entre objeto-detector e maiores valores de mA para o ACC, além do FOV reduzido em ambos, ACC e NEVO, parece ter influenciado na resolução de contraste desses aparelhos gerando imagens de melhor resolução (BECHARA et al., 2013, NEMTOI et al., 2013). Segundo NEMTOI et al. (2013) e PAUWELS et al. (2014), FOVs maiores, como utilizado no N5G, aumentam a quantidade de dispersão dos raios-X por área no detector, reduzindo a qualidade da imagem. Somado a isso, há uma maior divergência do feixe no limite do FOV, na qual resulta em deterioração da imagem (JACOBS, 2011; PAUWELS et al., 2012; BECHARA et al., 2013; PAUWELS et al., 2013; MICHETTI et al., 2015; BEACHAM et al., 2018; DOYLE et al., 2018; PAUWELS, 2018), justificando a concordância substancial entre ACC x NEVO, e ausência de concordância entre ACC x N5G e NEVO x N5G.

A análise qualitativa por meio de microCT evidenciou a ausência de perfuração radicular em 100% das imagens avaliadas. Entretanto, as imagens geradas pelos TCFCs, induziram o diagnóstico de perfuração radicular entre 2,4 a

4,8% das imagens analisadas, o que está relacionado à superestimação dos limites do canal radicular e subestimação da espessura de dentina após preparo biomecânico, em função da ausência de nitidez e contraste dos limites das raízes e canais radiculares, observada também no presente estudo na análise quantitativa da anatomia original do canal radicular (perímetro e diâmetros maior e menor).

A análise quantitativa bidimensional mostrou não haver diferença estatística entre os parâmetros de área, perímetro, circularidade, diâmetro maior e menor, avaliados entre os diferentes TCFCs e a microCT, com reprodutibilidade excelente e satisfatória dos dados obtidos em TCFC, a partir da microCT. Vale ressaltar, que após o preparo biomecânico, a visualização do SCR em TCFC foi favorecida, uma vez que os canais ficaram mais amplos, nítidos e delineados, justificando os resultados quali-quantitativos obtidos. Entretanto, é importante salientar a maior dificuldade do diagnóstico da presença de istmos pelos examinadores nessa fase, provavelmente devido ao acúmulo de *debris* nesta área após o preparo biomecânico, interferindo na sua visualização.

Os exames tomográficos após o preparo biomecânico têm sido preferencialmente indicados para detectar casos de insucesso em que há a suspeita de fraturas radiculares, de instrumentos, desvios, perfurações e reabsorções internas ou externas (JACOBS, 2011; PATEL et al., 2012; PAUWELS et al., 2012; BECHARA et al., 2013; PAUWELS et al., 2013; EESTRELA et al., 2015; MICHETTI et al., 2015; PATEL et al., 2016; MAMEDE-NETO et al., 2017; PATEL et al., 2017; BEACHAM et al., 2018; DOYLE et al., 2018; PAUWELS, 2018). Nesse sentido, deve-se priorizar a indicação de protocolos com menores FOVs e maiores valores de mA possíveis, respeitando os princípios de *ALARA*, na tentativa de superar as limitações da configuração geométrica dos TCFCs e obter imagens com melhor

qualidade, sem comprometer a dose de radiação para o paciente (NEMTOI et al, 2013, PATEL et al, 2014, WEISSMAN et al 2015).

Avaliação da qualidade da obturação

A TCFC em Endodontia tem sido constantemente recomendada para avaliação do SCR, para o diagnóstico de lesões periapicais, reabsorções, fraturas, traumas, casos de insucesso, entre outros. Entretanto, após o tratamento endodôntico, a presença de materiais de alta densidade (guta-percha, cimentos endodônticos e materiais restauradores) no interior dos canais radiculares geram artefatos que resultam diretamente na redução da qualidade da imagem obtida. Além disso, as configurações dos aparelhos de TCFC, como kV, mA, voxel, FOV, contraste, qualidade do detector e algoritmos de reconstrução, podem afetar a visibilidade das imagens, dificultando o diagnóstico (SCHULZE et al., 2011; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; HELVACIOGLU-YIGIT et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; CODARI et al., 2017; DOYLE et al., 2018; PAUWELS, 2018; SCARFE; FARMAN, 2018).

Destaca-se que a geração de artefatos nas imagens após obturação pode variar em função da composição química dos cimentos endodônticos, que possuem agentes radiopacificadores em sua formulação, com o intuito de fornecer radiopacidade suficiente que permita a distinção entre o material obturador e os tecidos dentais circundantes, especificamente nas radiografias periapicais, sendo preconizado pela Especificação nº 57 da ANSI/ADA, valores acima de 2 milímetros correspondente à escada de alumínio (ANSI/ADA, 2000; SCHULZE et al., 2011; DECÚRCIO et al., 2012; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; HELVACIOGLU-YIGIT et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017;

CODARI et al., 2017; DOYLE et al., 2018; PAUWELS, 2018; SCARFE; FARMAN, 2018). Entretanto, além da alta radiopacidade desses materiais, deve-se considerar a sua composição atômica, sua interação com os raios-x e a utilização de filtros com espessuras e materiais variados, nos diferentes recursos imaginológicos, uma vez que a radiação dispersa combinada com os baixos valores de mA fornecidos pelas TCFCs, podem comprometer a qualidade da aquisição da imagem, induzindo a formação de artefatos causados pelo fenômeno de endurecimento do feixe, levando a formação estrias e halos hipodensos, como também distorção volumétrica (DECÚRCIO et al., 2012; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; DOYLE et al., 2018; PAUWELS, 2018).

No presente estudo, a qualidade da obturação foi avaliada de acordo com a presença e ausência de falhas e sua localização. A ausência de falhas na obturação foi observada em 69% das imagens obtidas no microCT e 78,6% no NEVO, demonstrando uma superestimação da qualidade da obturação por este tomógrafo. Entretanto, as imagens dos tomógrafos ACC e N5G não permitiram diagnóstico adequado após a obturação em 88,1% e 45,2%, respectivamente. A capacidade de diagnóstico da qualidade da obturação pelo NEVO pode estar relacionada ao seu alto valor de kV que permite maior penetração dos raio-X, favorecendo a visualização de áreas onde há presença de material de alta densidade, como o material obturador no interior do canal radicular (DECÚRCIO et al., 2012; BECHARA et al., 2013; MARET et al., 2014; PAUWELS et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; MICHETTI et al., 2015; CELIKTEN et al., 2017; PAUWELS, 2018), além das diferenças nos algoritmos dos programas de reconstrução das imagens após sua

aquisição e dos diferentes FOVs utilizados (VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017).

Quando a falha na obturação estava localizada na interface material obturador/parede dentinária, presente em 21,4% das imagens no microCT, nenhum dos TCFCs foram capazes de reproduzi-la, provavelmente pela formação de artefatos nessas imagens, especialmente nas delimitações dos objetos de alta densidade, causada pela presença do material obturador, bem como aos valores reduzidos de kV e mA, simulando os parâmetros clínicos, e da baixa resolução de contraste, fatores inerentes a todos os aparelhos de TCFC avaliados (DECÚRCIO et al., 2012; BECHARA et al., 2013; MARET et al., 2014; PAUWELS et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; MICHETTI et al., 2015; PAUWELS, 2018).

A avaliação das imagens dos TCFCs referente à qualidade da obturação nas áreas de istmos apresentou variação de 47,1% a 50% das imagens tomográficas que não permitiram a detecção do istmo. Entretanto, quando o istmo estava completamente preenchido por material obturador, foi possível o diagnóstico em 26,5% das imagens obtidas em microCT e ACC e de 29,4% para o N5G e NEVO, mostrando uma uniformidade na concordância dos resultados entre o microCT e os TCFCs avaliados. Por outro lado, nas imagens com presença de istmo parcialmente preenchido, avaliadas nos TCFCs, o diagnóstico foi possível em 2,9% para o ACC e 8,8% para o N5G e NEVO, divergindo dos valores percentuais mais elevados encontrados para o diagnóstico em microCT (26,5%), sugerindo ausência de concordância entre microCT x ACC, e concordância pobre entre microCT x N5G, e microCT x NEVO. O menor valor de kV referente ao ACC, pode ter comprometido a visualização de falhas nas áreas de istmos, uma vez que um menor kV prejudica a resolução de contraste e aumenta a possibilidade de ruídos e distorções na imagem

(BECHARA et al., 2013; NEMTOI et al., 2013; MARET et al., 2014; PAUWELS et al., 2014; RAZI et al., 2014; MICHETTI et al., 2015). Já a análise quantitativa da área, perímetro e diâmetros maior e menor apresentaram reprodutibilidade excelente dos dados obtidos em TCFC quando comparados à microCT. Entretanto, os valores de circularidade apresentaram concordância satisfatória entre os TCFCs e microCT, evidenciando a limitação dos TCFCs em reproduzir a delimitação do material obturador com nitidez e acuidade, decorrente provavelmente da geração de artefatos, já observados na avaliação qualitativa.

Dessa forma, a indicação do uso clínico da TCFC no diagnóstico e avaliação da qualidade da obturação do SCR, deve ser vista com cautela, uma vez que a formação de artefatos decorrentes dos materiais de alta densidade pode levar a formação de falsos diagnósticos bem como mimetizar estruturas e/ou características anatômicas ou patológicas de interesse no momento do exame (KRITHIKADATTA et al., 2010; LIANG et al., 2010; COSTA et al., 2012; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; CODARI et al., 2017).

***C*ONSIDERAÇÕES *F*INAIS**

Considerando-se que o istmo é uma área de desafio anatômico que impacta diretamente no sucesso do tratamento endodôntico, observou-se no presente estudo, que apesar das limitações encontradas, os TCFCs apresentaram sensibilidade e acuidade suficientes na detecção de istmos, entretanto não permitiram a sua classificação. Quando da avaliação das imagens após o preparo biomecânico, apesar dos canais radiculares estarem mais amplos e delimitados, o acúmulo de *debris* produzido nas áreas de istmo mascarou a sua visualização, uma vez que a dosagem de radiação aplicada clinicamente não possibilita a distinção da densidade de *debris* e da dentina. Destaca-se que a avaliação qualitativa das imagens indicou falso-positivo para a presença de perfurações radiculares, o que deve ser considerado pelo clínico no momento do diagnóstico de perfurações. Ainda, a formação de artefatos decorrentes da alta densidade dos materiais obturadores, impossibilitou a avaliação da qualidade da obturação no SCR, assim como nas áreas de istmos.

Dessa forma, espera-se que no futuro, a partir dos avanços tecnológicos nos métodos complementares de diagnóstico por imagem com maior acuidade, e a criação de novos aparelhos e programas para aquisição, reconstrução e análises das imagens obtidas por TCFC, seja possível a realização precisa do planejamento do tratamento endodôntico levando em consideração aspectos como determinação do ângulo e raio de curvatura, diâmetro anatômico, morfologia do SCR e desafios anatômicos, bem como na escolha individualizada do protocolo de instrumentação e obturação, aumentando a qualidade e previsibilidade do tratamento endodôntico. Somado a isso, é importante que o clínico se mantenha atualizado frente a esses avanços, a fim de saber indicar o melhor protocolo de escaneamento por TCFC e reconstrução para cada caso, bem como extrair da melhor forma possível as informações fornecidas, com menores riscos e danos aos pacientes.

REFERÊNCIAS

ALVES, F. R.; ANDRADE-JUNIOR, C. V.; MARCELIANO-ALVES, M. F.; PEREZ, A. R.; ROCAS, I. N.; VERSIANI, M. A.; SOUSA-NETO, M. D.; PROVENZANO, J. C.; SIQUEIRA, J. F., JR. Adjunctive Steps for Disinfection of the Mandibular Molar Root Canal System: A Correlative Bacteriologic, Micro-Computed Tomography, and Cryopulverization Approach. **J Endod**, v. 42, n. 11, p. 1667-1672, 2016.

ALVES, R. A.; SOUZA, J. B.; GONCALVES ALENCAR, A. H.; PECORA, J. D.; ESTRELA, C. Detection of Procedural Errors with Stainless Steel and NiTi Instruments by Undergraduate Students Using Conventional Radiograph and Cone Beam Computed Tomography. **Iran Endod J**, v. 8, n. 4, p. 160-165, 2013.

ARAI, Y.; TAMMISALO, E.; IWAI, K.; HASHIMOTO, K.; SHINODA, K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 28, n. 4, p. 245-248, 1999.

ASIF M.K, NAMBIAR P., MANI S.A., IBRAHIM N.B., KHAN I.M., SUKUMARAM P. Dental age estimation employing CBCT scans enhanced with Mimics software: Comparison of two different approaches using pulp/tooth volumetric analysis. **J Forensic Leg Med**. v. 54, 53-61, 2018

BEACHAM, J. T.; GEIST, J. R.; YU, Q.; HIMEL, V. T.; SABEY, K. A. Accuracy of Cone-beam Computed Tomographic Image Interpretation by Endodontists and Endodontic Residents. **J Endod**, 2018.

BECHARA, B.; ALEX MCMAHAN, C.; MOORE, W. S.; NOUJEIM, M.; TEIXEIRA, F. B.; GEHA, H. Cone beam CT scans with and without artefact reduction in root fracture detection of endodontically treated teeth. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 42, n. 5, p. 20120245, 2013.

BECHARA, B.; MCMAHAN, C. A.; NASSEH, I.; GEHA, H.; HAYEK, E.; KHAWAM, G.; RAAD, M.; NOUJEIM, M. 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**, v. 115, n. 5, p. 676-681, 2013.

BECHARA, B.; MCMAHAN, C. A.; NOUJEIM, M.; FADDOUL, T.; MOORE, W. S.; TEIXEIRA, F. B.; GEHA, H. Comparison of cone beam CT scans with enhanced photostimulated phosphor plate images in the detection of root fracture of endodontically treated teeth. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 42, n. 7, p. 20120404, 2013.

BENDER, I. B.; SELTZER, S. The oral fistula: its diagnosis and treatment. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v. 14, p. 1367-1376, 1961.

BERGMANS, L.; VAN CLEYNENBREUGEL, J.; BEULLENS, M.; WEVERS, M.; VAN MEERBEEK, B.; LAMBRECHTS, P. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. **Int Endod J**, v. 36, n. 4, p. 288-295, 2003.

BERGMANS, L.; VAN CLEYNENBREUGEL, J.; WEVERS, M.; LAMBRECHTS, P. A methodology for quantitative evaluation of root canal instrumentation using microcomputed tomography. **Int Endod J**, v. 34, n. 5, p. 390-398, 2001a.

BERGMANS, L.; VAN CLEYNENBREUGEL, J.; WEVERS, M.; LAMBRECHTS, P. A methodology for quantitative evaluation of root canal instrumentation using microcomputed tomography. **International Endodontic Journal**, v. 34, n. 5, p. 390-398, 2001b.

- BERMAN, L.H., HARTWELL, G.R: Diagnosis, In: HARGREAVES K.M., Cohen's pathways of the pulp, 2 edição 10, Elsevier, p. 2-37.
- BORNSTEIN, M. M.; LAUBER, R.; SENDI, P.; VON ARX, T. Comparison of periapical radiography and limited cone-beam computed tomography in mandibular molars for analysis of anatomical landmarks before apical surgery. **J Endod**, v. 37, n. 2, p. 151-157, 2011.
- BRASIL, S. C.; MARCELIANO-ALVES, M. F.; MARQUES, M. L.; GRILLO, J. P.; LACERDA, M.; ALVES, F. R. F.; SIQUEIRA, J. F., JR.; PROVENZANO, J. C. Canal Transportation, Unprepared Areas, and Dentin Removal after Preparation with BT-RaCe and ProTaper Next Systems. **J Endod**, v. 43, n. 10, p. 1683-1687, 2017.
- BRITO-JUNIOR, M.; SANTOS, L. A.; FARIA-E-SILVA, A. L.; PEREIRA, R. D.; SOUSA-NETO, M. D. Ex vivo evaluation of artifacts mimicking fracture lines on cone-beam computed tomography produced by different root canal sealers. **Int Endod J**, v. 47, n. 1, p. 26-31, 2014.
- BUENO, M.; ESTRELA, C.: Incorporacao da tomografia computasdorizada de feixe conico em pesquisas em odontologia. In: ESTRELA, C. Metodologia Cientifica, 3 edição, editora Artes Medicas, p. 667-684, 2018.
- CAMPANELLI, C. A.; WALTON, R. E.; WILLIAMSON, A. E.; DRAKE, D. R.; QIAN, F. Vital signs of the emergency patient with pulpal necrosis and localized acute apical abscess. **J Endod**, v. 34, n. 3, p. 264-267, 2008.
- CELIK TEN, B.; JACOBS, R.; DEFARIA 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**, v. 43, n. 9, p. 1517-1521, 2017.
- CELIK TEN, B.; TUFENKCI, P.; AKSOY, U.; KALENDER, A.; KERMEOGLU, F.; DABAJ, P.; ORHAN, K. Cone beam CT evaluation of mandibular molar root canal morphology in a Turkish Cypriot population. **Clin Oral Investig**, v. 20, n. 8, p. 2221-2226, 2016.
- CELIK TEN, B.; UZUNTAS, C. F.; ORHAN, A. I.; ORHAN, K.; TUFENKCI, P.; KURSUN, S.; DEMIRALP, K. O. Evaluation of root canal sealer filling quality using a single-cone technique in oval shaped canals: An In vitro Micro-CT study. **Scanning**, v. 38, n. 2, p. 133-140, 2016.
- 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**, v. 28, n. 12, p. 1509-1514, 2017.
- COHENCA, N.; SIMON, J. H.; MATHUR, A.; MALFAZ, J. M. Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 2: root resorption. **Dent Traumatol**, v. 23, n. 2, p. 105-113, 2007b.
- COHENCA, N.; SIMON, J. H.; ROGES, R.; MORAG, Y.; MALFAZ, J. M. Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 1: traumatic injuries. **Dent Traumatol**, v. 23, n. 2, p. 95-104, 2007a.
- CORBELLA, S.; DEL FABBRO, M.; TAMSE, A.; ROSEN, E.; TSEHIS, I.; TASCHIERI, S. Cone beam computed tomography for the diagnosis of vertical root fractures: a systematic review of the literature and meta-analysis. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, v. 118, n. 5, p. 593-602, 2014.

- COSTA, F. F.; GAIA, B. F.; UMETSUBO, O. S.; PINHEIRO, L. R.; TORTAMANO, I. P.; CAVALCANTI, M. G. Use of large-volume cone-beam computed tomography in identification and localization of horizontal root fracture in the presence and absence of intracanal metallic post. **J Endod**, v. 38, n. 6, p. 856-859, 2012.
- COTTI, E.; VARGIU, P.; DETTORI, C.; MALLARINI, G. Computerized tomography in the management and follow-up of extensive periapical lesion. **Endod Dent Traumatol**, v. 15, n. 4, p. 186-189, 1999.
- COTTON, T. P.; GEISLER, T. M.; HOLDEN, D. T.; SCHWARTZ, S. A.; SCHINDLER, W. G. Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. **J Endod**, v. 33, n. 9, p. 1121-1132, 2007.
- DAWOOD, A.; PATEL, S.; BROWN, J. Cone beam CT in dental practice. **British Dental Journal**, v. 207, n. 1, p. 23-28, 2009.
- DE PABLO, O. V.; ESTEVEZ, R.; PEIX SANCHEZ, M.; HEILBORN, C.; COHENCA, N. Root anatomy and canal configuration of the permanent mandibular first molar: a systematic review. **J Endod**, v. 36, n. 12, p. 1919-1931, 2010.
- DE-DEUS, G.; BELLADONNA, F. G.; MARINS, J. R.; SILVA, E. J.; NEVES, A. A.; SOUZA, E. M.; MACHADO, A. C.; LOPES, R. T.; VERSIANI, M. A. On the Causality Between Dentinal Defects and Root Canal Preparation: A Micro-CT Assessment. **Braz Dent J**, v. 27, n. 6, p. 664-669, 2016.
- DE-DEUS, G.; BELLADONNA, F. G.; SILVA, E. J.; MARINS, J. R.; SOUZA, E. M.; PEREZ, R.; LOPES, R. T.; VERSIANI, M. A.; PACIORNIK, S.; NEVES ADE, A. Micro-CT Evaluation of Non-instrumented Canal Areas with Different Enlargements Performed by NiTi Systems. **Braz Dent J**, v. 26, n. 6, p. 624-629, 2015.
- 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**, v. 20, n. 2, p. 260-267, 2012.
- DEMEHRI, S.; MUHIT, A.; ZBIJEWSKI, W.; STAYMAN, J. W.; YORKSTON, J.; PACKARD, N.; SENN, R.; YANG, D.; FOOS, D.; THAWAIT, G. K.; FAYAD, L. M.; CHHABRA, A.; CARRINO, J. A.; SIEWERDSEN, J. H. Assessment of image quality in soft tissue and bone visualization tasks for a dedicated extremity cone-beam CT system. **Eur Radiol**, v. 25, n. 6, p. 1742-1751, 2015.
- DOMARK, J. D.; HATTON, J. F.; BENISON, R. P.; HILDEBOLT, C. F. An ex vivo comparison of digital radiography and cone-beam and micro computed tomography in the detection of the number of canals in the mesiobuccal roots of maxillary molars. **J Endod**, v. 39, n. 7, p. 901-905, 2013.
- DOWKER, S. E.; DAVIS, G. R.; ELLIOTT, J. C. X-ray microtomography: nondestructive three-dimensional imaging for in vitro endodontic studies. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 83, n. 4, p. 510-516, 1997.
- DOYLE ET AL., What is CBCT and How does it work?, In: SCARFE, W.C., ANGELOPOULOS, C. **Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography**, 1 edição, editora Springer, p. 13-41, 2018.
- DUQUE, J. A.; DUARTE, M. A.; CANALI, L. C.; ZANCAN, R. F.; VIVAN, R. R.; BERNARDES, R. A.; BRAMANTE, C. M. Comparative Effectiveness of New Mechanical

Irrigant Agitating Devices for Debris Removal from the Canal and Isthmus of Mesial Roots of Mandibular Molars. **J Endod**, v. 43, n. 2, p. 326-331, 2017.

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

EE, J.; FAYAD, M. I.; JOHNSON, B. R. Comparison of endodontic diagnosis and treatment planning decisions using cone-beam volumetric tomography versus periapical radiography. **J Endod**, v. 40, n. 7, p. 910-916, 2014.

ELNAGHY, A. M.; ELSAKA, S. E. Evaluation of root canal transportation, centering ratio, and remaining dentin thickness associated with ProTaper Next instruments with and without glide path. **J Endod**, v. 40, n. 12, p. 2053-2056, 2014.

ELSALTANI, M. H.; FARID, M. M.; ELDIN ASHMAWY, M. S. Detection of Simulated Vertical Root Fractures: Which Cone-beam Computed Tomographic System Is the Most Accurate? **J Endod**, v. 42, n. 6, p. 972-977, 2016.

ENDAL, U.; SHEN, Y.; KNUT, A.; GAO, Y.; HAAPASALO, M. A high-resolution computed tomographic study of changes in root canal isthmus area by instrumentation and root filling. **J Endod**, v. 37, n. 2, p. 223-227, 2011.

ESTRELA, C.; BUENO, M. R.; AZEVEDO, B. C.; AZEVEDO, J. R.; PECORA, J. D. A new periapical index based on cone beam computed tomography. **J Endod**, v. 34, n. 11, p. 1325-1331, 2008.

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

ESTRELA, C.; BUENO, M. R.; SOUSA-NETO, M. D.; PECORA, J. D. Method for determination of root curvature radius using cone-beam computed tomography images. **Braz Dent J**, v. 19, n. 2, p. 114-118, 2008.

ESTRELA, C.; BUENO, M. R.; BARLETTA, F. B.; GUEDES, O. A.; PORTO, O. C.; ESTRELA, C. R.; PECORA, J. D. Identification of Apical and Cervical Curvature Radius of Human Molars. **Braz Dent J**, v. 26, n. 4, p. 351-356, 2015.

ESTRELA, C.; BUENO, M. R.; COUTO, G. S.; RABELO, L. E.; ALENCAR, A. H.; SILVA, R. G.; PECORA, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. Study of Root Canal Anatomy in Human Permanent Teeth in A Subpopulation of Brazil's Center Region Using Cone-Beam Computed Tomography - Part 1. **Braz Dent J**, v. 26, n. 5, p. 530-536, 2015.

ESTRELA, C.; PORTO, O. C.; COSTA, N. L.; GARROTE MDA, S.; DECURCIO, D. A.; BUENO, M. R.; SILVA, B. S. Large Reactional Osteogenesis in Maxillary Sinus Associated with Secondary Root Canal Infection Detected Using Cone-beam Computed Tomography. **J Endod**, v. 41, n. 12, p. 2068-2078, 2015.

ESTRELA, C.; PORTO, O. C.; COSTA, N. L.; GARROTE MDA, S.; DECURCIO, D. A.; BUENO, M. R.; SILVA, B. S. Large Reactional Osteogenesis in Maxillary Sinus Associated with Secondary Root Canal Infection Detected Using Cone-beam Computed Tomography. **J Endod**, v. 41, n. 12, p. 2068-2078, 2015.

ESTRELA, C.; RABELO, L. E.; DE SOUZA, J. B.; ALENCAR, A. H.; ESTRELA, C. R.; SOUSA NETO, M. D.; PECORA, J. D. Frequency of Root Canal Isthmi in Human Permanent

Teeth Determined by Cone-beam Computed Tomography. **J Endod**, v. 41, n. 9, p. 1535-1539, 2015.

ESTRELA, C.; NUNES, C. A.; GUEDES, O. A.; ALENCAR, A. H.; ESTRELA, C. R.; SILVA, R. G.; PECORA, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. 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**, v. 27, n. 1, p. 9-15, 2016.

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

ESTRELA, C.; PECORA, J. D.; ESTRELA, C. R. A.; GUEDES, O. A.; SILVA, B. S. F.; SOARES, C. J.; SOUSA-NETO, M. D. Common Operative Procedural Errors and Clinical Factors Associated with Root Canal Treatment. **Braz Dent J**, v. 28, n. 2, p. 179-190, 2017.

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

FAN, B.; PAN, Y.; GAO, Y.; FANG, F.; WU, Q.; GUTMANN, J. L. Three-dimensional morphologic analysis of isthmuses in the mesial roots of mandibular molars. **J Endod**, v. 36, n. 11, p. 1866-1869, 2010.

FAYAD M.I., NAIR M, LEVIN M.D., BENAVIDES E, RUBINSTEIN R.A., BARGHAM S, HIRSCHBERG C.S., RUPRECHT A. AAE and AAOMR joint position statement: use of cone beam computed tomography in endodontics 2015 update. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 120, p. 508–12, 2015

FARMAN, A. G.; SCARFE, W. C. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 130, n. 2, p. 257-265, 2006.

FENG, B.; JIANG, M.; XU, X.; LI, J. A new method of volumetric assessment of alveolar bone grafting for cleft patients using cone beam computed tomography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, v. 124, n. 2, p. e171-e182, 2017.

FERNANDES, L. M. P. D. R.; RICE, D.; ORDINOLA-ZAPATA, R.; CAPELOZZA, A. L. A.; BRAMANTE, C. M.; JARAMILLO, D.; CHRISTENSEN, H. Detection of Various Anatomic Patterns of Root Canals in Mandibular Incisors Using Digital Periapical Radiography, 3 Cone-beam Computed Tomographic Scanners, and Micro-Computed Tomographic Imaging. **Journal of Endodontics**, v. 40, n. 1, p. 42-45, 2014.

FERREIRA, Z. A.; PILATTI, G. L.; LAMIRA, A.; CECCARELLI, A. P. Treatment of a palatal groove-related periodontal bone defect. **Quintessence Int**, v. 31, n. 5, p. 342-345, 2000.

FLORES, D. S.; RACHED, F. J., JR.; VERSIANI, M. A.; GUEDES, D. F.; SOUSA-NETO, M. D.; PECORA, J. D. Evaluation of physicochemical properties of four root canal sealers. **Int Endod J**, v. 44, n. 2, p. 126-135, 2011.

FULLMER, J. M.; SCARFE, W. C.; KUSHNER, G. M.; ALPERT, B.; FARMAN, A. G. Cone beam computed tomographic findings in refractory chronic suppurative osteomyelitis of the mandible. **Br J Oral Maxillofac Surg**, v. 45, n. 5, p. 364-371, 2007.

GAGLIARDI, J.; VERSIANI, M. A.; DE SOUSA-NETO, M. D.; PLAZAS-GARZON, A.; BASRANI, B. Evaluation of the Shaping Characteristics of ProTaper Gold, ProTaper NEXT, and ProTaper Universal in Curved Canals. **J Endod**, v. 41, n. 10, p. 1718-1724, 2015.

GLUSKIN, A. H.; BROWN, D. C.; BUCHANAN, L. S. A reconstructed computerized tomographic comparison of Ni-Ti rotary GT files versus traditional instruments in canals shaped by novice operators. **Int Endod J**, v. 34, n. 6, p. 476-484, 2001.

GU, L.; WEI, X.; LING, J.; HUANG, X. A microcomputed tomographic study of canal isthmuses in the mesial root of mandibular first molars in a Chinese population. **J Endod**, v. 35, n. 3, p. 353-356, 2009.

GU, L. S.; LING, J. Q.; HUANG, X. Y.; WEI, X.; XU, Q. [A micro-computed tomographic study of the isthmus in the root canal system of mandibular first molar]. **Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi**, v. 44, n. 1, p. 11-14, 2009.

GUERRERO, M. E.; JACOBS, R.; LOUBELE, M.; SCHUTYSER, F.; SUETENS, P.; VAN STEENBERGHE, D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. **Clin Oral Investig**, v. 10, n. 1, p. 1-7, 2006.

HAJIHASSANI, N.; ROOHI, N.; MADADI, K.; BAKHSHI, M.; TOFANGCHIHA, M. Evaluation of Root Canal Morphology of Mandibular First and Second Premolars Using Cone Beam Computed Tomography in a Defined Group of Dental Patients in Iran. **Scientifica**, 2017.

HAMMAD, M.; QUALTROUGH, A.; SILIKAS, N. Evaluation of root canal obturation: a three-dimensional in vitro study. **J Endod**, v. 35, n. 4, p. 541-544, 2009.

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

HELVACIOGLU-YIGIT D., DEMIRTURK K.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**, v. 42, n. 2, p. 307-14, 2016.

JACOBS, R. Dental cone beam CT and its justified use in oral health care. **JBR-BTR**, v. 94, n. 5, p. 254-265, 2011.

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

JEGER, F. B.; LUSSI, A.; BORNSTEIN, M. M.; JACOBS, R.; JANNER, S. F. [Cone beam computed tomography in endodontics: a review for daily clinical practice]. **Schweiz Monatsschr Zahnmed**, v. 123, n. 7-8, p. 661-668, 2013.

JI, Y.; WEN, S.; LIU, S.; ZHU, M.; YAO, M.; WANG, T.; LIN, Z. Could cone-beam computed tomography demonstrate the lateral accessory canals? **BMC Oral Health**, v. 17, n. 1, p. 142, 2017.

- JIAO, D.; LI, Z.; LI, Z.; SHUI, S.; HAN, X. W. Flat detector cone beam CT-guided nephrostomy using virtual navigation in patients with iatrogenic ureteral injury. **Radiol Med**, v. 122, n. 8, p. 557-563, 2017.
- JIN, J. Y.; REN, L.; LIU, Q.; KIM, J.; WEN, N.; GUAN, H.; MOVSAS, B.; CHETTY, I. J. Combining scatter reduction and correction to improve image quality in cone-beam computed tomography (CBCT). **Med Phys**, v. 37, n. 11, p. 5634-5644, 2010.
65. JONES, D.; MANNOCCI, F.; ANDIAPPAN, M.; BROWN, J.; PATEL, S. The effect of alteration of the exposure parameters of a cone-beam computed tomographic scan on the diagnosis of simulated horizontal root fractures. **J Endod**, v. 41, n. 4, p. 520-525, 2015.
- JUNG, M.; LOMMEL, D.; KLIMEK, J. The imaging of root canal obturation using micro-CT. **Int Endod J**, v. 38, n. 9, p. 617-626, 2005.
- KAMBUROGLU, K.; GULSAHI, A.; GENC, Y.; PAKSOY, C. S. A comparison of peripheral marginal bone loss at dental implants measured with conventional intraoral film and digitized radiographs. **J Oral Implantol**, v. 38, n. 3, p. 211-219, 2012.
- KELES, A.; ALCIN, H.; SOUSA-NETO, M. D.; VERSIANI, M. A. Supplementary Steps for Removing Hard Tissue Debris from Isthmus-containing Canal Systems. **J Endod**, v. 42, n. 11, p. 1677-1682, 2016.
- KELES, A.; KESKIN, C. Apical Root Canal Morphology of Mesial Roots of Mandibular First Molar Teeth with Vertucci Type II Configuration by Means of Micro-Computed Tomography. **J Endod**, v. 43, n. 3, p. 481-485, 2017.
- KELES, A.; KESKIN, C. A micro-computed tomographic study of band-shaped root canal isthmuses, having their floor in the apical third of mesial roots of mandibular first molars. **Int Endod J**, v. 51, n. 2, p. 240-246, 2018.
- KELES, A.; TORABINEJAD, M.; KESKIN, C.; SAH, D.; UZUN, I.; ALCIN, H. Micro-CT evaluation of voids using two root filling techniques in the placement of MTA in mesial root canals of Vertucci type II configuration. **Clin Oral Investig**, 2017.
- KIELBASSA, A. M.; FRANK, W.; MADAUS, T. Radiologic assessment of quality of root canal fillings and periapical status in an Austrian subpopulation - An observational study. **PLoS One**, v. 12, n. 5, p. e0176724, 2017.
- KIM, S.; JUNG, H.; KIM, S.; SHIN, S. J.; KIM, E. The Influence of an Isthmus on the Outcomes of Surgically Treated Molars: A Retrospective Study. **J Endod**, v. 42, n. 7, p. 1029-1034, 2016.
- KRITHIKADATTA, J.; KOTTOOR, J.; KARUMARAN, C. S.; RAJAN, G. Mandibular first molar having an unusual mesial root canal morphology with contradictory cone-beam computed tomography findings: a case report. **J Endod**, v. 36, n. 10, p. 1712-1716, 2010.
- LEE, J. K.; YOO, Y. J.; PERINPANAYAGAM, H.; HA, B. H.; LIM, S. M.; OH, S. R.; GU, Y.; CHANG, S. W.; ZHU, Q.; KUM, K. Y. Three-dimensional modelling and concurrent measurements of root anatomy in mandibular first molar mesial roots using micro-computed tomography. **Int Endod J**, v. 48, n. 4, p. 380-389, 2015.
- LEONI, G. B.; VERSIANI, M. A.; PECORA, J. D.; DAMIAO DE SOUSA-NETO, M. Micro-computed tomographic analysis of the root canal morphology of mandibular incisors. **J Endod**, v. 40, n. 5, p. 710-716, 2014.

- LEONI, G. B.; VERSIANI, M. A.; SILVA-SOUSA, Y. T.; BRUNIERA, J. F.; PECORA, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. Ex vivo evaluation of four final irrigation protocols on the removal of hard-tissue debris from the mesial root canal system of mandibular first molars. **Int Endod J**, v. 50, n. 4, p. 398-406, 2017.
- LIANG, X.; JACOBS, R.; HASSAN, B.; LI, L.; PAUWELS, R.; CORPAS, L.; SOUZA, P. C.; MARTENS, W.; SHAHBAZIAN, M.; ALONSO, A.; LAMBRICHTS, I. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. **Eur J Radiol**, v. 75, n. 2, p. 265-269, 2010.
- LIANG, X.; LAMBRICHTS, I.; SUN, Y.; DENIS, K.; HASSAN, B.; LI, L.; PAUWELS, R.; JACOBS, R. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy. **Eur J Radiol**, v. 75, n. 2, p. 270-274, 2010.
- LIMA, F. J.; MONTAGNER, F.; JACINTO, R. C.; AMBROSANO, G. M.; GOMES, B. P. An in vitro assessment of type, position and incidence of isthmus in human permanent molars. **J Appl Oral Sci**, v. 22, n. 4, p. 274-281, 2014.
- LIN, Y.; JIANG, Y. H.; TAO, H. B.; SUN, H.; HU, R. D. [Cone-beam CT evaluation of volume and surface area changes of impacted upper central incisors before and after orthodontic treatment]. **Shanghai Kou Qiang Yi Xue**, v. 26, n. 1, p. 76-79, 2017.
- LINDFORS, N.; LUND, H.; JOHANSSON, H.; EKESTUBBE, A. Influence of patient position and other inherent factors on image quality in two different cone beam computed tomography (CBCT) devices. **Eur J Radiol Open**, v. 4, p. 132-137, 2017.
- LIU, Y.; OLSZEWSKI, R.; ALEXANDRONI, E. S.; ENCISO, R.; XU, T.; MAH, J. K. The validity of in vivo tooth volume determinations from cone-beam computed tomography. **Angle Orthod**, v. 80, n. 1, p. 160-166, 2010.
- LOFTHAG-HANSEN, S.; HUUMONEN, S.; GRONDAHL, K.; GRONDAHL, H. G. Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 103, n. 1, p. 114-119, 2007.
- LOFTHAG-HANSEN, S.; THILANDER-KLANG, A.; GRONDAHL, K. Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. **Eur J Radiol**, v. 80, n. 2, p. 483-488, 2011.
- LOPES, R. M. V.; MARINS, F. C.; BELLADONNA, F. G.; SOUZA, E. M.; DE-DEUS, G.; LOPES, R. T.; SILVA, E. Untouched canal areas and debris accumulation after root canal preparation with rotary and adaptive systems. **Aust Endod J**, 2017.
- LOW, K. M.; DULA, K.; BURGIN, W.; VON ARX, T. Comparison of periapical radiography and limited cone-beam tomography in posterior maxillary teeth referred for apical surgery. **J Endod**, v. 34, n. 5, p. 557-562, 2008.
- MALENTACCA, A.; UCCIOLI, U.; MANNOCCI, F.; BHUVA, B.; ZANGARI, D.; PULELLA, C.; LAJOLO, C. The comparative effectiveness and safety of three activated irrigation techniques in the isthmus area using a transparent tooth model. **Int Endod J**, v. 51 Suppl 1, p. e35-e41, 2018.
- MAMEDE-NETO, I.; BORGES, A. H.; GUEDES, O. A.; DE OLIVEIRA, D.; PEDRO, F. L.; ESTRELA, C. Root Canal Transportation and Centering Ability of Nickel-Titanium Rotary

Instruments in Mandibular Premolars Assessed Using Cone-Beam Computed Tomography. **Open Dent J**, v. 11, p. 71-78, 2017.

MANNOCCHI, F.; PERU, M.; SHERRIFF, M.; COOK, R.; PITT FORD, T. R. The isthmuses of the mesial root of mandibular molars: a micro-computed tomographic study. **Int Endod J**, v. 38, n. 8, p. 558-563, 2005.

MAO, T.; NEELAKANTAN, P. Three-dimensional imaging modalities in endodontics. **Imaging Sci Dent**, v. 44, n. 3, p. 177-183, 2014.

MARCA, C.; DUMMER, P. M.; BRYANT, S.; VIER-PELISSER, F. V.; SO, M. V.; FONTANELLA, V.; DUTRA, V. D.; DE FIGUEIREDO, J. A. Three-rooted premolar analyzed by high-resolution and cone beam CT. **Clin Oral Investig**, v. 17, n. 6, p. 1535-1540, 2013.

MARCELIANO-ALVES, M. F.; SOUSA-NETO, M. D.; FIDEL, S. R.; STEIER, L.; ROBINSON, J. P.; PECORA, J. D.; VERSIANI, M. A. Shaping ability of single-file reciprocating and heat-treated multifile rotary systems: a micro-CT study. **Int Endod J**, v. 48, n. 12, p. 1129-1136, 2015.

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

MARTINS, J. N. R.; FRANCISCO, H.; ORDINOLA-ZAPATA, R. Prevalence of C-shaped Configurations in the Mandibular First and Second Premolars: A Cone-beam Computed Tomographic In Vivo Study. **Journal of Endodontics**, v. 43, n. 6, p. 890-895, 2017.

MARTINS, J. N. R.; ORDINOLA-ZAPATA, R.; MARQUES, D.; FRANCISCO, H.; CARAMES, J. Differences in root canal system configuration in human permanent teeth within different age groups. **Int Endod J**, 2018.

MATHERNE, R. P.; ANGELOPOULOS, C.; KULILD, J. C.; TIRA, D. Use of cone-beam computed tomography to identify root canal systems in vitro. **J Endod**, v. 34, n. 1, p. 87-89, 2008.

MELO, S. L.; BORTOLUZZI, E. A.; ABREU, M., JR.; CORREA, L. R.; CORREA, M. Diagnostic ability of a cone-beam computed tomography scan to assess longitudinal root fractures in prosthetically treated teeth. **J Endod**, v. 36, n. 11, p. 1879-1882, 2010.

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**, v. 2015, p. 7905-7908, 2015.

MICHETTI, J.; GEORGELIN-GURGEL, M.; MALLET, J. P.; DIEMER, F.; BOULANOUAR, K. Influence of cone beam CT parameters on the output of an automatic edge-detection based endodontic segmentation. **Dentomaxillofac Radiol**, p. 20140413, 2015.

MICHETTI, J.; MARET, D.; MALLET, J. P.; DIEMER, F. Validation of cone beam computed tomography as a tool to explore root canal anatomy. **J Endod**, v. 36, n. 7, p. 1187-1190, 2010.

MICHETTI, J., BASARAB, A., DIEMER, F., KOUAME, D., Comparison of an adaptive local thresholding method on CBCT and microCT endodontic images. *Phys Med. Biol.* v. 63, p. 1-10, 2017.

MIRFENDERESKI, M.; ROTH, K.; FAN, B.; DUBROWSKI, A.; CARNAHAN, H.; AZARPAZHOOH, A.; BASRANI, B.; TORNECK, C. D.; FRIEDMAN, S. Technique acquisition in the use of two thermoplasticized root filling methods by inexperienced dental students: a microcomputed tomography analysis. **J Endod**, v. 35, n. 11, p. 1512-1517, 2009.

MOE, M. M. K.; HA, J. H.; JIN, M. U.; KIM, Y. K.; KIM, S. K. Anatomical profile of the mesial root of the Burmese mandibular first molar with Vertucci's type IV canal configuration. **Journal of Oral Science**, v. 59, n. 4, p. 469-474, 2017.

MOIN, D. A.; HASSAN, B.; PARSA, A.; MERCELIS, P.; WISMEIJER, D. Accuracy of preemptively constructed, Cone Beam CT-, and CAD/CAM technology-based, individual Root Analogue Implant technique: An in vitro pilot investigation. **Clinical Oral Implants Research**, v. 25, n. 5, p. 598-602, 2014.

MOLANDER, B.; GRONDAHL, H. G.; EKESTUBBE, A. Quality of film-based and digital panoramic radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 33, n. 1, p. 32-36, 2004.

MOZZO, P.; PROCACCI, C.; TACCONI, A.; MARTINI, P. T.; ANDREIS, I. A. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. **Eur Radiol**, v. 8, n. 9, p. 1558-1564, 1998.

NANCE, R.; TYNDALL, D.; LEVIN, L. G.; TROPE, M. Identification of root canals in molars by tuned-aperture computed tomography. **Int Endod J**, v. 33, n. 4, p. 392-396, 2000.

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

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

NESKOVIC, J.; ZIVKOVIC, S.; MEDOJEVIC, M.; MAKSIMOVIC, M. Outcome of orthograde endodontic retreatment--A two-year follow-up. **Srp Arh Celok Lek**, v. 144, n. 3-4, p. 174-180, 2016.

NIELSEN, R. B.; ALYASSIN, A. M.; PETERS, D. D.; CARNES, D. L.; LANCASTER, J. Microcomputed tomography: an advanced system for detailed endodontic research. **J Endod**, v. 21, n. 11, p. 561-568, 1995.

OH, S.; PERINPANAYAGAM, H.; KUM, D. J. W.; LIM, S. M.; YOO, Y. J.; CHANG, S. W.; LEE, W.; BAEK, S. H.; ZHU, Q.; KUM, K. Y. Evaluation of three obturation techniques in the apical third of mandibular first molar mesial root canals using micro-computed tomography. **Journal of Dental Sciences**, v. 11, n. 1, p. 95-102, 2016.

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

PAGLIOSA, A.; SOUSA-NETO, M. D.; VERSIANI, M. A.; RAUCCI-NETO, W.; SILVA-SOUSA, Y. T.; ALFREDO, E. Computed tomography evaluation of rotary systems on the root canal transportation and centering ability. **Braz Oral Res**, v. 29, 2015.

PAQUE, F.; AL-JADAA, A.; KFIR, A. Hard-tissue debris accumulation created by conventional rotary versus self-adjusting file instrumentation in mesial root canal systems of mandibular molars. **Int Endod J**, v. 45, n. 5, p. 413-418, 2012.

PAQUE, F.; BALMER, M.; ATTIN, T.; PETERS, O. A. Preparation of oval-shaped root canals in mandibular molars using nickel-titanium rotary instruments: a micro-computed tomography study. **J Endod**, v. 36, n. 4, p. 703-707, 2010.

PAQUE, F.; GANAHL, D.; PETERS, O. A. Effects of root canal preparation on apical geometry assessed by micro-computed tomography. **J Endod**, v. 35, n. 7, p. 1056-1059, 2009.

PAQUE, F.; LAIB, A.; GAUTSCHI, H.; ZEHNDER, M. Hard-tissue debris accumulation analysis by high-resolution computed tomography scans. **J Endod**, v. 35, n. 7, p. 1044-1047, 2009.

PARSA, A.; IBRAHIM, N.; HASSAN, B.; MOTRONI, A.; VAN DER STELT, P.; WISMEIJER, D. Reliability of Voxel Gray Values in Cone Beam Computed Tomography for Preoperative Implant Planning Assessment. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 27, n. 6, p. 1438-1442, 2012.

PARSA, A.; IBRAHIM, N.; HASSAN, B.; MOTRONI, A.; VAN DER STELT, P.; WISMEIJER, D. Influence of cone beam CT scanning parameters on grey value measurements at an implant site. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 42, n. 3, 2013.

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

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

PATEL, S. New dimensions in endodontic imaging: Part 2. Cone beam computed tomography. **International Endodontic Journal**, v. 42, n. 6, p. 463-475, 2009.

PATEL, S. Response to the letter entitled: "Cone beam computed tomography in Endodontics". **International Endodontic Journal**, v. 49, n. 3, p. 313-313, 2016.

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

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

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

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

PATEL, S.; HORNER, K. The use of cone beam computed tomography in endodontics. **International Endodontic Journal**, v. 42, n. 9, p. 755-756, 2009.

PATEL, S.; WILSON, R.; DAWOOD, A.; FOSCHI, F.; MANNOCCI, F. The detection of periapical pathosis using digital periapical radiography and cone beam computed tomography - Part 2: a 1-year post-treatment follow-up. **International Endodontic Journal**, v. 45, n. 8, p. 711-723, 2012.

PATEL, V.; CHITYALA, R. N.; HOFFMANN, K. R.; IONITA, C. N.; BEDNAREK, D. R.; RUDIN, S. Self-calibration of a cone-beam micro-CT system. **Medical Physics**, v. 36, n. 1, p. 48-58, 2009.

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**, v. 47, n. 6, p. 502-4, 2014.

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. **Medical Physics**, v. 34, n. 6, p. 2343-2343, 2007.

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

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

PECORA, J. D.; ESTRELA, C.; BUENO, M. R.; PORTO, O. C.; ALENCAR, A. H.; SOUSA-NETO, M. D.; ESTRELA, C. R. Detection of root canal isthmuses in molars by map-reading dynamic using CBCT images. **Braz Dent J**, v. 24, n. 6, p. 569-574, 2013.

PENG, L. C.; KAHLER, D.; SAMANT, S.; LI, J.; AMDUR, R.; PALTA, J. R.; LIU, C. Quality assessment of frameless fractionated stereotactic radiotherapy using cone beam computed tomography. **Int J Radiat Oncol Biol Phys**, v. 78, n. 5, p. 1586-1593, 2010.

PETERS, O. A.; ARIAS, A.; PAQUE, F. A Micro-computed Tomographic Assessment of Root Canal Preparation with a Novel Instrument, TRUShape, in Mesial Roots of Mandibular Molars. **J Endod**, v. 41, n. 9, p. 1545-1550, 2015.

PETERS, O. A.; BOESSLER, C.; PAQUE, F. Root canal preparation with a novel nickel-titanium instrument evaluated with micro-computed tomography: canal surface preparation over time. **J Endod**, v. 36, n. 6, p. 1068-1072, 2010.

PETERS, O. A.; LAIB, A.; GOHRING, T. N.; BARBAKOW, F. Changes in root canal geometry after preparation assessed by high-resolution computed tomography. **J Endod**, v. 27, n. 1, p. 1-6, 2001.

PETERS, O. A.; LAIB, A.; RUEGSEGG, P.; BARBAKOW, F. Three-dimensional analysis of root canal geometry by high-resolution computed tomography. **J Dent Res**, v. 79, n. 6, p. 1405-1409, 2000.

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

PETERS, O. A.; PETERS, C. I.; SCHONENBERGER, K.; BARBAKOW, F. ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. **Int Endod J**, v. 36, n. 2, p. 86-92, 2003.

PETERS, O. A.; SCHONENBERGER, K.; LAIB, A. Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. **Int Endod J**, v. 34, n. 3, p. 221-230, 2001.

PETERSEN, L.B., CHRISTENSEN, J., OLSEN, K., WENZEL, A., Helath Technology Assessment in Odontology. **Tandlaegebladet**, v. 10, p. 726-734, 2012.

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

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

RAJASEKHARAN, S.; MARTENS, L.; VANHOVE, C.; APS, J. In vitro analysis of extracted dens invaginatus using various radiographic imaging techniques. **Eur J Paediatr Dent**, v. 15, n. 3, p. 265-270, 2014.

RAMEY, K.; YACCINO, J.; WEALLEANS, J. A Retrospective, Radiographic Outcomes Assessment of 1960 Initial Posterior Root Canal Treatments Performed by Endodontists and Dentists. **J Endod**, v. 43, n. 8, p. 1250-1254, 2017.

RAZI, T.; NIKNAMI, M.; ALAVI GHAZANI, F. Relationship between Hounsfield Unit in CT Scan and Gray Scale in CBCT. **J Dent Res Dent Clin Dent Prospects**, v. 8, n. 2, p. 107-110, 2014.

RHODES, J. S.; FORD, T. R.; LYNCH, J. A.; LIEPINS, P. J.; CURTIS, R. V. A comparison of two nickel-titanium instrumentation techniques in teeth using microcomputed tomography. **Int Endod J**, v. 33, n. 3, p. 279-285, 2000.

ROBBERECHT, L.; COLARD, T.; CLAISSE-CRINQUETTE, A. Qualitative evaluation of two endodontic obturation techniques: tapered single-cone method versus warm vertical condensation and injection system: an in vitro study. **J Oral Sci**, v. 54, n. 1, p. 99-104, 2012.

RODRIGUEZ, G.; ABELLA, F.; DURAN-SINDREU, F.; PATEL, S.; ROIG, M. Influence of Cone-beam Computed Tomography in Clinical Decision Making among Specialists. **J Endod**, v. 43, n. 2, p. 194-199, 2017.

RODRIGUEZ, G.; PATEL, S.; DURAN-SINDREU, F.; ROIG, M.; ABELLA, F. Influence of Cone-beam Computed Tomography on Endodontic Retreatment Strategies among General Dental Practitioners and Endodontists. **J Endod**, v. 43, n. 9, p. 1433-1437, 2017.

RUBEN, P., What is CBCT and How does it work?, In: SCARFE, W.C., ANGELOPOULOS, C. Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography, 1 edição, editora Springer, p. 13-41, 2017.

SANTA-ROSA, J.; DE SOUSA-NETO, M. D.; VERSIANI, M. A.; NEVARES, G.; XAVIER, F.; ROMEIRO, K.; CASSIMIRO, M.; LEONI, G. B.; DE MENEZES, R. F.; ALBUQUERQUE, D. Shaping Ability of Single-file Systems with Different Movements: A Micro-computed Tomographic Study. **Iran Endod J**, v. 11, n. 3, p. 228-233, 2016.

SARNO, M. U.; SIDOW, S. J.; LOONEY, S. W.; LINDSEY, K. W.; NIU, L. N.; TAY, F. R. Canal and isthmus debridement efficacy of the VPro EndoSafe negative-pressure irrigation technique. **J Endod**, v. 38, n. 12, p. 1631-1634, 2012.

SCARFE, P.; HIBBARD, P. B. Disparity-defined objects moving in depth do not elicit three-dimensional shape constancy. **Vision Res**, v. 46, n. 10, p. 1599-1610, 2006.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G.; SUKOVIC, P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. **J Can Dent Assoc**, v. 72, n. 1, p. 75-80, 2006.

SCHULZE, R.; HEIL, U.; GROSS, D.; BRUELLMANN, D. D.; DRANISCHNIKOW, E.; SCHWANECKE, U.; SCHOEMER, E. Artefacts in CBCT: a review. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 40, n. 5, p. 265-273, 2011.

SEIXAS, F. H.; ESTRELA, C.; BUENO, M. R.; SOUSA-NETO, M. D.; PECORA, J. D. Determination of Root Canal Cleanliness by Different Irrigation Methods and Morphometric Analysis of Apical Third. **J Contemp Dent Pract**, v. 16, n. 6, p. 442-450, 2015.

SHAHEEN, E.; KHALIL, W.; EZELDEEN, M.; VAN DE CASTEELE, E.; SUN, Y.; POLITIS, C.; JACOBS, R. Accuracy of segmentation of tooth structures using 3 different CBCT machines. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, v. 123, n. 1, p. 123-128, 2017.

SIQUEIRA, J. F., JR.; ALVES, F. R.; VERSIANI, M. A.; ROCAS, I. N.; ALMEIDA, B. M.; NEVES, M. A.; SOUSA-NETO, M. D. Correlative bacteriologic and micro-computed tomographic analysis of mandibular molar mesial canals prepared by self-adjusting file, reciproc, and twisted file systems. **J Endod**, v. 39, n. 8, p. 1044-1050, 2013.

SLOWEY, R. R. Radiographic aids in the detection of extra root canals. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v. 37, n. 5, p. 762-772, 1974.

SOGUR, E.; BAKSI, B. G.; GRONDAHL, H. G. Imaging of root canal fillings: a comparison of subjective image quality between limited cone-beam CT, storage phosphor and film radiography. **Int Endod J**, v. 40, n. 3, p. 179-185, 2007.

SOH, G.; LOH, F. C.; CHONG, Y. H. Radiation dosage of a dental imaging system. **Quintessence Int**, v. 24, n. 3, p. 189-191, 1993.

SOUZA-FLAMINI, L. E.; LEONI, G. B.; CHAVES, J. F.; VERSIANI, M. A.; CRUZ-FILHO, A. M.; PECORA, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. The radix entomolaris and paramolaris: a micro-computed tomographic study of 3-rooted mandibular first molars. **J Endod**, v. 40, n. 10, p. 1616-1621, 2014.

STRATIS, A.; ZHANG, G.; LOPEZ-RENDON, X.; POLITIS, C.; HERMANS, R.; JACOBS, R.; BOGAERTS, R.; SHAHEEN, E.; BOSMANS, H. Two examples of indication specific radiation dose calculations in dental CBCT and Multidetector CT scanners. **Phys Med**, v. 41, p. 71-77, 2017.

SZABO, B. T.; PATAKY, L.; MIKUSI, R.; FEJERDY, P.; DOBO-NAGY, C. Comparative evaluation of cone-beam CT equipment with micro-CT in the visualization of root canal system. **Ann Ist Super Sanita**, v. 48, n. 1, p. 49-52, 2012.

TEIXEIRA, F. B.; SANO, C. L.; GOMES, B. P.; ZAIA, A. A.; FERRAZ, C. C.; SOUZA-FILHO, F. J. A preliminary in vitro study of the incidence and position of the root canal isthmus in maxillary and mandibular first molars. **Int Endod J**, v. 36, n. 4, p. 276-280, 2003.

TEWARY, S.; LUZZO, J.; HARTWELL, G. Endodontic radiography: who is reading the digital radiograph? **J Endod**, v. 37, n. 7, p. 919-921, 2011.

TORRES, A.; JACOBS, R.; LAMBRECHTS, P.; BRIZUELA, C.; CABRERA, C.; CONCHA, G.; PEDEMONTE, M. E. Characterization of mandibular molar root and canal morphology using cone beam computed tomography and its variability in Belgian and Chilean population samples. **Imaging Sci Dent**, v. 45, n. 2, p. 95-101, 2015.

TSESIS, I.; ROSEN, E.; TAMSE, A.; TASCHIERI, S.; KFIR, A. Diagnosis of vertical root fractures in endodontically treated teeth based on clinical and radiographic indices: a systematic review. **J Endod**, v. 36, n. 9, p. 1455-1458, 2010.

TYNDALL, D. A.; KOHLTFARBER, H. Application of cone beam volumetric tomography in endodontics. **Tex Dent J**, v. 129, n. 11, p. 1195-1208, 2012.

UZUN, I.; GUNDUZ, K.; CELENK, P.; AVSEVER, H.; ORHAN, K.; CANITEZER, G.; OZMEN, B.; CICEK, E.; EGRIOGLU, E. Comparing the Effect of Different Voxel Resolutions for Assessment of Vertical Root Fracture of Permanent Teeth. **Iran J Radiol**, v. 12, n. 3, p. e18290, 2015.

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

VAZ DE SOUZA, D.; SCHIRRU, E.; MANNOCCI, F.; FOSCHI, F.; PATEL, S. External Cervical Resorption: A Comparison of the Diagnostic Efficacy Using 2 Different Cone-beam Computed Tomographic Units and Periapical Radiographs. **J Endod**, v. 43, n. 1, p. 121-125, 2017.

VERSIANI, M. A.; ALVES, F. R.; ANDRADE-JUNIOR, C. V.; MARCELIANO-ALVES, M. F.; PROVENZANO, J. C.; ROCAS, I. N.; SOUSA-NETO, M. D.; SIQUEIRA, J. F., JR. Micro-CT evaluation of the efficacy of hard-tissue removal from the root canal and isthmus area by positive and negative pressure irrigation systems. **Int Endod J**, v. 49, n. 11, p. 1079-1087, 2016.

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

VERSIANI, M. A.; LEONI, G. B.; STEIER, L.; DE-DEUS, G.; TASSANI, S.; PECORA, J. D.; DE SOUSA-NETO, M. D. Micro-computed tomography study of oval-shaped canals prepared with the self-adjusting file, Reciproc, WaveOne, and ProTaper universal systems. **J Endod**, v. 39, n. 8, p. 1060-1066, 2013.

VERSIANI, M. A.; PECORA, J. D.; DE SOUSA-NETO, M. D. Flat-oval root canal preparation with self-adjusting file instrument: a micro-computed tomography study. **J Endod**, v. 37, n. 7, p. 1002-1007, 2011.

VERSIANI, M. A.; PECORA, J. D.; DE SOUSA-NETO, M. D. Root and root canal morphology of four-rooted maxillary second molars: a micro-computed tomography study. **J Endod**, v. 38, n. 7, p. 977-982, 2012.

VERSTRAETEN, J.; JACQUET, W.; DE MOOR, R. J. G.; MEIRE, M. A. Hard tissue debris removal from the mesial root canal system of mandibular molars with ultrasonically and laser-activated irrigation: a micro-computed tomography study. **Lasers Med Sci**, v. 32, n. 9, p. 1965-1970, 2017.

VILLAS-BOAS, M. H.; BERNARDINELI, N.; CAVENAGO, B. C.; MARCIANO, M.; DEL CARPIO-PEROCHENA, A.; DE MORAES, I. G.; DUARTE, M. H.; BRAMANTE, C. M.; ORDINOLA-ZAPATA, R. Micro-computed tomography study of the internal anatomy of mesial root canals of mandibular molars. **J Endod**, v. 37, n. 12, p. 1682-1686, 2011.

VIZZOTTO, M. B.; SILVEIRA, P. F.; ARUS, N. A.; MONTAGNER, F.; GOMES, B. P.; DA SILVEIRA, H. E. CBCT for the assessment of second mesiobuccal (MB2) canals in maxillary molar teeth: effect of voxel size and presence of root filling. **Int Endod J**, v. 46, n. 9, p. 870-876, 2013.

VON ARX, T. Frequency and type of canal isthmuses in first molars detected by endoscopic inspection during periradicular surgery. **Int Endod J**, v. 38, n. 3, p. 160-168, 2005.

WALTON R.E., BAKLAND L.K., BAUMGARTNE J.C., Diagnostic imaging. A endodontic radiography. **Endodontics**, , v. 6, p 554, 2008.

WANG, T.; PEI, X.; LUO, F.; JIA, L.; QIN, H.; CHENG, X.; XUE, Y.; WANG, J.; WAN, Q. Evaluation of tooth root surface area using a three-dimensional scanning technique and cone beam computed tomographic reconstruction in vitro. **Arch Oral Biol**, v. 84, p. 13-18, 2017.

WANG, X.; YARMOHAMMADI, H.; CAO, G.; JI, X.; HU, J.; YARMOHAMMADI, H.; CHEN, H.; ZHU, X.; YANG, R.; SOLOMON, S. B. Dual phase cone-beam computed tomography in detecting <3 cm hepatocellular carcinomas during transarterial chemoembolization. **J Cancer Res Ther**, v. 13, n. 1, p. 38-43, 2017.

WEBBER, R. L.; MESSURA, J. K. An in vivo comparison of diagnostic information obtained from tuned-aperture computed tomography and conventional dental radiographic imaging modalities. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 88, n. 2, p. 239-247, 1999a.

WEBBER, R. L.; MESSURA, J. K. An in vivo comparison of diagnostic information obtained from tuned-aperture computed tomography and conventional dental radiographic imaging modalities. **Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics**, v. 88, n. 2, p. 239-247, 1999b.

WEISSMAN, J.; JOHNSON, J. D.; ANDERSON, M.; HOLLENDER, L.; HUSON, T.; PARANJPE, A.; PATEL, S.; COHENCA, N. Association between the Presence of Apical

Periodontitis and Clinical Symptoms in Endodontic Patients Using Cone-beam Computed Tomography and Periapical Radiographs. **J Endod**, v. 41, n. 11, p. 1824-1829, 2015.

WELLER, R. N.; NIEMCZYK, S. P.; KIM, S. Incidence and position of the canal isthmus. Part 1. Mesiobuccal root of the maxillary first molar. **J Endod**, v. 21, n. 7, p. 380-383, 1995.

YEUNG, A. R.; LI, J.; SHI, W.; NEWLIN, H.; MORRIS, C. G.; SAMANT, S.; SAITO, A.; CHVETSOV, A.; LIU, C.; PALTA, J.; OLIVIER, K. Optimal image-guidance scenario with cone-beam computed tomography in conventionally fractionated radiotherapy for lung tumors. **Am J Clin Oncol**, v. 33, n. 3, p. 276-280, 2010.

ZACHARAKI, E. I.; MATSOPOULOS, G. K.; ASVESTAS, P. A.; NIKITA, K. S.; GRONDAHL, K.; GRONDAHL, H. G. A digital subtraction radiography scheme based on automatic multiresolution registration. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 33, n. 6, p. 379-390, 2004.

ZHANG, Q.; HU, Y. C.; LIU, F.; GOODMAN, K.; ROSENZWEIG, K. E.; MAGERAS, G. S. Correction of motion artifacts in cone-beam CT using a patient-specific respiratory motion model. **Med Phys**, v. 37, n. 6, p. 2901-2909, 2010.

ZUOLO, M. L.; ZAIA, A. A.; BELLADONNA, F. G.; SILVA, E.; SOUZA, E. M.; VERSIANI, M. A.; LOPES, R. T.; DE-DEUS, G. Micro-CT assessment of the shaping ability of four root canal instrumentation systems in oval-shaped canals. **Int Endod J**, 2017.

ANEXOS

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

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

Anexo 2. Detalhes dos parâmetros de aquisição das imagens microtomográficas.

```
[Acquisition]
Data directory=J:\Results_M\Renting-Alessandro Lamira\2nd scanning\8b
Filename Prefix=8b_
Number of Files= 900
Source Voltage (kV)= 130
Source Current (uA)= 61
Number of Rows= 2240
Number of Columns= 2240
Image crop origin X= 0
Image crop origin Y=0
Camera binning=1x1
Image Rotation=-0.1300
Gantry direction=CC
Number of connected scans=1
Image Pixel Size (um)=12.508783
Object to Source (mm)=90.870
Camera to Source (mm)=364.000
Vertical Object Position (mm)=24.265
Optical Axis (line)=1102
Filter=brass 0.25mm
Image Format=TIFF
Depth (bits)=16
Screen LUT=0
Exposure (ms)= 1100
Rotation Step (deg)=0.400
Frame Averaging=ON (4)
Random Movement=ON (10)
Use 360 Rotation=YES
Partial width=100
FF updating interval=310
Geometrical Correction=OFF
Camera Offset=OFF
Median Filtering=OFF
Flat Field Correction=ON
Rotation Direction=CC
Scanning Trajectory=ROUND
Type Of Motion=STEP AND SHOOT
Study Date and Time=Oct 07, 2015 04:59:33
Scan duration=01:41:52
```

Anexo 3. Detalhes dos parâmetros de reconstrução das secções transversais das imagens microtomográficas.

```
[Reconstruction]
Reconstruction Program=NRecon
Program Version=Version: 1.6.10.4
Program Home Directory=C:\SkyScan1173
Reconstruction engine=GPUReconServer
Engine version=Version: 1.6.10
Reconstruction from batch=Yes
Postalignment=4.50
Reconstruction servers= SCAN1173_001
Dataset Origin=SkyScan1173
Dataset Prefix=8b_~00
Dataset Directory=J:\Results_M\Renting-Alessandro Lamira\2nd scanning\8b
Output Directory=J:\Results_M\Renting-Alessandro Lamira\2nd scanning\8b\8b_Rec
Time and Date=Oct 07, 2015 13:02:03
First Section=167
Last Section=2065
Reconstruction duration per slice (seconds)=0.520274
Total reconstruction time (1899 slices) in seconds=988.000000
Transformation applied=NO
Section to Section Step=1
Sections Count=1899
Result File Type=BMP
Result File Header Length (bytes)=1134
Result Image Width (pixels)=1100
Result Image Height (pixels)=1100
Pixel Size (um)=12.51236
Reconstruction Angular Range (deg)=360.00
Use 180+=OFF
Angular Step (deg)=0.4000
Smoothing=3
Smoothing kernel=2 (Gaussian)
Ring Artifact Correction=15
Draw Scales=OFF
Object Bigger than FOV=OFF
Reconstruction from ROI=ON
ROI Top (pixels)=1736
ROI Bottom (pixels)=636
ROI Left (pixels)=770
ROI Right (pixels)=1870
ROI reference length=2240
Filter cutoff relative to Nyquist frequency=100
Filter type=0
Filter type description=Hamming (Alpha=0.54)
Undersampling factor=1
Threshold for defect pixel mask (%)=0
Beam Hardening Correction (%)=30
CS Static Rotation (deg)=0.00
Minimum for CS to Image Conversion=0.000000
Maximum for CS to Image Conversion=0.020000
HU Calibration=OFF
BMP LUT=0
Cone-beam Angle Horiz.(deg)=17.534008
Cone-beam Angle Vert.(deg)=17.534008
[File name convention]
Filename Index Length=4
Filename Prefix=8b__rec
```

Anexo 4. Detalhes dos parâmetros de aquisição das imagens tomográficas.

	Accutomo	NewTom 5G	NewTom VGi evo
Corrente	5 mA	4.41 mA	3 mA
Voltagem	90 KVp	110 KVp	110 KVp
Fov	4X4	6X6	5X5
Voxel	0,08 mm ³	0,1 mm ³	0,1 mm ³
Exposição	30,8 s	7,3 s	7,3 s
Filtro	-	-	-
Rotação	-	-	-
Resolução	HR	HR	HR

APÊNDICES

Apêndice A. Imagens axiais das amostras obtidas no microCT e diferentes TCFCs para avaliação da anatomia do SCR.

Fase 1 - anatomia

Amostra 1:

Fase 1 - anatomia

Amostra 2:

Fase 1 - anatomia

Amostra 3:

	C+21	C	C-21	M+21	M	M-21	A+21	A	A-21
MicroCT									
ACC									
N5G									
NEVO									

Fase 1 - anatomia

Amostra 4:

	C+21	C	C-21	M+21	M	M-21	A+21	A	A-21
MicroCT									
ACC									
N5G									
NEVO									

Fase 1 - anatomia

Amostra 5:

	C+21	C	C-21	M+21	M	M-21	A+21	A	A-21
MicroCT									
ACC									
N5G									
NEVO									

Fase 1 - anatomia

Amostra 6:

	C+21	C	C-21	M+21	M	M-21	A+21	A	A-21
MicroCT
ACC
N5G
NEVO

Fase 1 - anatomia

Amostra 7:

	C+21	C	C-21	M+21	M	M-21	A+21	A	A-21
MicroCT
ACC
N5G
NEVO

Fase 1 - anatomia

Amostra 8:

	C+21	C	C-21	M+21	M	M-21	A+21	A	A-21
MicroCT
ACC
N5G
NEVO

Fase 1 - anatomia

Amostra 9:

Fase 1 - anatomia

Amostra 10:

Fase 1 - anatomia

Amostra 11:

Fase 1 - anatomia

Amostra 12:

Fase 1 - anatomia

Amostra 13:

Fase 1 - anatomia

Amostra 14:

Apêndice B. Imagens axiais das amostras obtidas no microCT e diferentes TCFCs para avaliação do preparo biomecânico.

Fase 2 – pós preparo

Amostra 3:

Fase 2 – pós preparo

Amostra 4:

Fase 2 – pós preparo

Amostra 5:

Fase 2 – pós preparo

Amostra 6:

	C+21	C	C-21	M+21	M	M-21	A+21	A	A-21
MicroCT
ACC
N5G
NEVO

Fase 2 – pós preparo

Amostra 7:

	C+21	C	C-21	M+21	M	M-21	A+21	A	A-21
MicroCT
ACC
N5G
NEVO

Fase 2 – pós preparo

Amostra 8:

	C+21	C	C-21	M+21	M	M-21	A+21	A	A-21
MicroCT
ACC
N5G
NEVO

Fase 2 – pós preparo

Amostra 9:

	C+21	C	C-21	M+21	M	M-21	A+21	A	A-21
MicroCT									
ACC									
N5G									
NEVO									

Fase 2 – pós preparo

Amostra 10:

	C+21	C	C-21	M+21	M	M-21	A+21	A	A-21
MicroCT									
ACC									
N5G									
NEVO									

Fase 2 – pós preparo

Amostra 11:

	C+21	C	C-21	M+21	M	M-21	A+21	A	A-21
MicroCT									
ACC									
N5G									
NEVO									

Fase 2 – pós preparo

Amostra 12:

	C+21	C	C-21	M+21	M	M-21	A+21	A	A-21
MicroCT									
ACC									
N5G									
NEVO									

Fase 2 – pós preparo

Amostra 14:

	C+21	C	C-21	M+21	M	M-21	A+21	A	A-21
MicroCT									
ACC									
N5G									
NEVO									

Apêndice C. Imagens axiais das amostras obtidas no microCT e diferentes TCFCs para avaliação da obturação.

Fase 3 - obturação

Amostra 1:

Fase 3 - obturação

Amostra 2:

Fase 3 - obturação

Amostra 3:

Fase 3 - obturação

Amostra 4:

Fase 3 - obturação

Amostra 6:

Fase 3 - obturação

Amostra 7:

Fase 3 - obturação

Amostra 8:

Fase 3 - obturação

Amostra 9:

Fase 3 - obturação

Amostra 10:

Fase 3 - obturação

Amostra 11:

Fase 3 - obturação

Amostra 12:

Fase 3 - obturação

Amostra 14:

	C+21	C	C-21	M+21	M	M-21	A+21	A	A-21
MicroCT
ACC
N5G
NEVO