

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA RESTAURADORA

GIOVANE OLIVEIRA SILVA

**Avaliação da expressão de artefatos de imagem gerados por diferentes
medicações intracanais em tomografia computadorizada de feixe cônicoo e
microtomografia computadorizada**

RIBEIRÃO PRETO
2023

GIOVANE OLIVEIRA SILVA

**Avaliação da expressão de artefatos de imagem gerados por diferentes
medicações intracanais em tomografia computadorizada de feixe cônicoo e
microtomografia computadorizada**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Faculdade Odontologia de Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo, como parte dos
requisitos para obtenção do grau de Cirurgião-
Dentista.

Orientador: Prof. Dr. Jardel Francisco Mazzi Chaves

RIBEIRÃO PRETO
2023

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.

Nome: SILVA, Giovane Oliveira

Título: Avaliação da expressão de artefatos de imagem gerados por diferentes medicações intracanais em tomografia computadorizada de feixe cônicoo e microtomografia computadorizada

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, como requisito parcial à obtenção do título de Cirurgião Dentista.

Aprovado em: ___/___/___

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Profa. Dra. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por me amparar em momentos de incertezas, aflições e dúvidas durante esse período de 5 anos e meio, por me dar forças para continuar no caminho e lutar pelos meus objetivos e desejos.

Aos meus professores, pelo compartilhamento de tanto conhecimento e experiências essenciais para minha formação acadêmica, em especial o meu Orientador, por todas as dicas, incentivos, ajudas, oportunidades, apoios, dedicação, ensinamentos e paciência.

Aos meus familiares, principalmente ao meu Pai, Olio Paulo da Silva, e à minha mãe, Eliana de Souza Oliveira da Silva, por me darem forças para persistir e propiciarem condições para meus estudos. Sou imensamente grato a eles. Agradeço também aos meus irmãos, por serem meus companheiros e compartilharem momentos de experiências, muita descontração e risadas boas.

Aos amigos e companheiros, que trouxeram leveza na caminhada, com laços que vão perdurar por toda a vida, além de me propiciarem momentos de descontração em festas e confraternizações.

À minha companheira, amiga, conselheira e namorada, Lara Katz Ribeiro da Silva, por sempre estar ao meu lado e por poder contar com ela em relação a tudo. Agradeço pelos momentos de união, respeito, carinho e amor.

RESUMO

SILVA, Giovane Oliveira. **Avaliação da expressão de artefatos de imagem gerados por diferentes medicações intracanais em tomografia computadorizada de feixe cônicoo e microtomografia computadorizada.** 2023. Trabalho de Conclusão de Curso – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2023.

Este estudo avaliou a expressão dos artefatos de imagens causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X nas imagens de tomografia computadorizada de feixe cônicoo, com diferentes protocolos de escaneamento e reconstrução, tendo como padrão de referência as imagens de microtomografia computadorizada. Foram selecionados caninos superiores humanos (n=40), que após o preparo biomecânico dos canais radiculares com sistema reciprocante WaveOne Gold Large, foram aleatoriamente divididos em quatro grupos (n=10) de acordo com a medicação intracanal utilizada: G1: pasta de hidróxido de cálcio – Ultracal XS; G2: medicação à base de compostos biocerâmicos – BioC-Temp; G3: pasta de hidróxido de cálcio com iodoformio – Metapex e G4: pasta de hidróxido de cálcio com sulfato de bário – Metapaste. Os espécimes foram selados com cimento restaurador provisório e armazenados a 37°C e 100% de umidade, por 7 dias. Em seguida, foram escaneados por microCT (SkyScan 1174) e por 2 diferentes aparelhos de TCFC em protocolos de alta (HR) e baixa (ST) resolução: (1) Eagle X3D e (2) OrthoPantomograph OP 300. A padronização e o registro das imagens obtidas foram realizados por meio do programa FIJI ImageJ. As reconstruções axiais, sagitais e coronais foram avaliadas quali-quantitativamente em relação à presença de artefatos por dois examinadores calibrados, por meio dos seguintes escores, em relação aos tipos de artefatos de imagens causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X (estrias escuras, áreas hipodensas e distorção): (1) definitivamente ausente; (2) provavelmente ausente; (3) não estou certo; (4) provavelmente presente e (5) definitivamente presente, e sobre a possibilidade de uso das imagens para fins de diagnóstico em Endodontia: (0) Não e (1) Sim. Os dados qualitativos foram avaliados por meio do teste Fleiss' Kappa e os equipamentos serão comparados uns aos outros para cada tipo de reconstrução (axial, sagital e coronal) separadamente. Para avaliação da comparação entre tomógrafos, medicações e artefatos, foi realizada ANOVA two-way, com nível de probabilidade de 95%. De forma geral, as imagens de TCFC evidenciaram maior distorção de volume da medicação intracanal ($p<0,05$) comparado às imagens de microCT, sendo que as imagens obtidas no TCFC E3D apresentaram os maiores valores de distorção, independentemente da resolução, quando comparado as imagens obtidas no OP ($p<0,05$). Em relação às medicações intracanais, a maior distorção de volume foi observada no grupo UC, e a menor distorção no grupo BCT

(p<0,05). Conclui-se que o uso da TCFC no diagnóstico e planejamento do tratamento endodôntico, após o uso de medicação intracanal, gera distorção do volume do material, levando à super ou subestimação das imagens avaliadas.

Palavras-chave: Medicação intracanal, Tratamento endodôntico, tomografia computadorizada de feixe cônicoo, artefatos, microCT, fenômeno de endurecimento do feixe.

ABSTRACT

SILVA, Giovane Oliveira. **Evaluation of the expression of image artifacts created by different intracanal medications in cone beam computed tomography and microcomputed tomography.** 2023. Trabalho de Conclusão de Curso – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2023.

This study evaluated the expression of artifacts caused by intracanal medications with different chemical compositions in Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) images, with different scanning and reconstruction protocols, using microcomputed tomography (microCT) images as reference. Human upper canines (n=40) were selected, and the root canal preparation was with WaveOne Gold Large reciprocating system. The teeth were randomly divided into four groups (n=10) according to the intracanal medication used: G1: Ultracal XS (UC); G2: Bio-C Temp (BCT); G3: Metapex (MT), and G4: Metapaste (MP). The specimens were sealed with temporary provisional material and stored at 37°C and 100% humidity for 7 days. Then, they were scanned by microCT (SkyScan 1174) and by two different CBCT scanners in high (HR) and low (ST) resolution protocols: (1) Eagle X3D and (2) OrthoPantomograph OP 300. Standardization and registration of the images were performed using the FIJI ImageJ software. Axial, sagittal, and coronal reconstructions were qual-quantitatively evaluated by 2 calibrated examiners using the following scores for the types of artifacts (dark streaks, hypodense areas, and distortion): (1) definitely absent; (2) probably absent; (3) not sure; (4) probably present and (5) definitely present. The reconstructions were also evaluated to the possibility of using the images for diagnostic purposes in Endodontics: (0) No and (1) Yes. Qualitative data were evaluated using the Fleiss' Kappa test, and the equipment was compared to each other for axial, sagittal, and coronal, separately. The comparison between CBCTs, medications, and artifacts was performed using a two-way ANOVA ($\alpha=95\%$). CBCT images showed greater distortion of intracanal medication volume ($p<0.05$) compared to microCT images. Images obtained from X3D CBCT showed the highest values of distortion, regardless of resolution, when compared to images obtained from OP300 ($p<0.05$). The highest volume distortion for intracanal medications was observed in the UC group, and the lowest distortion in the BCT group ($p<0.05$). The use of CBCT in diagnosis and endodontic treatment planning, after the use of intracanal medication, generates a volume distortion of the material, leading to over or underestimation of the evaluated images making difficult the diagnosis and treatment plan.

Key words: Intracanal medication, root canal treatment, cone beam computed tomography, artifacts, microCT, beam hardening phenomenon.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	10
2. OBJETIVO	17
3. MATERIAL E MÉTODO	17
3.1 Seleção da Amostra	17
3.2 Preparo Biomecânico e Inserção da Medicação Intracanal.....	17
3.3 Aquisição das Imagens por Meio da MicroCT	19
3.4 Aquisição das Imagens por Meio da TCFC	19
3.5 Registro das Imagens	20
3.6 Avaliação das Imagens.....	21
3.7 Análise dos Resultados	22
4. RESULTADO	23
5. DISCUSSÃO	27
6. CONCLUSÃO	37
7. REFERÊNCIAS	38
8. ANEXO.....	46

1. INTRODUÇÃO

O diagnóstico em Endodontia deve ser fundamentado nos dados obtidos a partir da anamnese e exame clínico, por meio da inspeção, palpação, percussão e teste de vitalidade pulpar (PATEL et al., 2009a; PATEL et al., 2009b; PATEL; HORNER, 2009; PATEL et al., 2012; BRITTO-JÚNIOR et al., 2014; WEISSMAN et al., 2015; CELIKTEN et al., 2017; DUQUE et al., 2017; PATEL et al., 2017; RODRÍGUEZ et al., 2017; BUENO; ESTRELA, 2018; LAMIRA, 2018; CAMARGO et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020) que, associados aos exames complementares por imagem, como a radiografia periapical (RP) e tomografia computadorizada de feixe cônicoo (TCFC), fornecem informações essenciais a respeito dos dentes, sistema de canais radiculares e estruturas anatômicas adjacentes (PATEL et al., 2007a; PATEL et al., 2007b; DURACK; PATEL, 2012; AMINOSHARIAE; KULILD; SYED, 2018; ESTRELA et al., 2018; LAMIRA, 2018; LO GIUDICE et al., 2018; TOLENTINO et al., 2018; CAMARGO et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020), auxiliando na determinação do prognóstico e elaboração do planejamento e protocolo de tratamento.

O advento da tomografia computadorizada de feixe cônicoo (TCFC) aplicada à Odontologia, a partir dos aparelhos pré-existentes para a tomografia computadorizada helicoidal (PARKS, 2000; PATEL et al., 2017; BUENO; ESTRELA, 2018; LAMIRA, 2018; PAUWELS, 2018; CAMARGO et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020), permitiu a realização de exames com menor custo de operação, menor exposição e dose de radiação a depender dos parâmetros selecionados (TSIKLAKIS et al., 2005; SCARFE; FARMAN, 2008; ESKANDARLOU et al., 2014; TOZOGLU ; CAKUR, 2014; VASCONCELOS et al., 2018). A adição da terceira dimensão, a profundidade (BUENO; ESTRELA, 2018), possibilita a análise tridimensional e elimina a sobreposição das estruturas anatômicas circundantes, fornecendo subsídios para se obter o diagnóstico (VENSKUTONIST et al., 2014b; FAYAD et al., 2015; PATEL et al., 2017; BEACHAM et al., 2018; BUENO; ESTRELA, 2018; VASCONCELOS et al., 2018).

Atualmente, existem diversos modelos de tomógrafos computadorizados e especificações técnicas, com diferentes fabricantes e marcas comerciais (BUENO; ESTRELA, 2018). A obtenção de imagens de TCFC pode ser dividida basicamente em duas etapas: aquisição e reconstrução de imagem (SCARFE; FARMAN, 2008; SCARFE; TOGHYANI; AZEVEDO, 2018). A aquisição do volume da estrutura em imagens de TCFC é realizada com um ou múltiplos giros, a partir de dois componentes principais localizados em extremos opostos: um sensor e uma fonte de raios X, que emite radiação ionizante em forma de pirâmide ou cone, direcionada para o centro da área de interesse do exame (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006; SCARFE; FARMAN, 2008). A aquisição do volume tomográfico conta com uma sequência de projeções planas (de 150 a 1000 projeções bidimensionais), obtidas de acordo com o tamanho do campo de visão (FOV), com rotação variando entre 180º a 360º e com duração total de escaneamento de dez a setenta segundos, a depender da resolução selecionada (VENSKUTONIST et al., 2014a; VENSKUTONIST et al., 2014b; FAYAD et al., 2015; PATEL et al., 2017; BEACHAM et al., 2018; PAUWELS, 2018; SCARFE; TOGHYANI; AZEVEDO, 2018). Durante a aquisição do volume tomográfico, quatro fatores influenciam diretamente na obtenção da imagem final, a

saber: miliamperagem (mA), quilovoltagem pico (kVp), campo de visão (FOV) e tamanho do voxel selecionado (MARET et al., 2012; SPIN-NETO et al., 2013; SPIN-NETO; GOTFREDSEN; WENZEL, 2013; VASCONCELOS et al., 2018).

A mA é definida pela quantidade de radiação emitida pela fonte em uma fração de segundo, tendo proporção de 1:1 em relação a exposição do paciente à radiação. Em termos de qualidade e resolução de imagem, quanto maior a mA, maior a quantidade de raios X absorvida no sensor, diminuindo assim o ruído da imagem (PAUWELS et al., 2015a; PAUWELS et al., 2015b; SCARFE; TOGHYANI; AZEVEDO, 2018). A quilovoltagem pico (kVp) está relacionada com a energia da fonte de raios X, sendo inversamente proporcional ao comprimento de onda emitido. Dessa forma, quanto maior a voltagem, menor o comprimento de onda e mais penetrante será o feixe de raios X. Assim, a alta kV também contribui para a redução do ruído da imagem (SCHULZE et al., 2011; PAUWELS et al., 2015a; PAUWELS et al., 2015b; SCARFE; TOGHYANI; AZEVEDO, 2018). A não padronização desses parâmetros, torna difícil uma combinação eficaz entre kVp e mA e, consequentemente, a escolha do melhor protocolo de escaneamento que forneça imagens de alta qualidade, com menor tempo de exposição e dose de radiação ao paciente (PAUWELS et al., 2015a; PAUWELS et al., 2015b; SCARFE; TOGHYANI; AZEVEDO, 2018).

Ainda, é possível selecionar a área de interesse a ser escaneada, através da escolha do campo de visão, do inglês “Field of View” (FOV) (SCARFE; FARMAN, 2008; PAUWELS et al., 2016; PATEL et al., 2017; BEACHAM et al., 2018; PAUWELS, 2018; SCARFE; TOGHYANI; AZEVEDO, 2018; VASCONCELOS et al., 2018), que podem variar dependendo do tamanho do sensor e da geometria de projeção do feixe do aparelho, sendo ajustado de acordo com a região de interesse a ser escaneada (QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b). Em Endodontia, os protocolos clínicos sugerem o uso de FOVs com dimensões reduzidas, uma vez que permitem maior resolução e menor dose de radiação ao paciente (VENSKUTONIST et al., 2014a; VENSKUTONIST et al., 2014b; FAYAD et al., 2015; PATEL et al., 2017; BEACHAM et al., 2018; VASCONCELOS et al., 2018).

O voxel também é fator determinante na definição e qualidade da imagem em TCFC (DAWOOD; PATEL; BROWN, 2009; MARET et al., 2014; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b), influenciando diretamente na resolução espacial de imagem, no tempo de escaneamento e de reconstrução do volume tomográfico obtido durante o escaneamento (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

Uma importante vantagem da TCFC em relação a outros métodos de diagnóstico por imagem é a utilização de programas específicos, após a aquisição das imagens, que permitem a navegação dinâmica e interativa de todo o volume da estrutura escaneada, bem como das reconstruções axiais, sagitais, coronais e parassagitais simultaneamente (JACOBS, 2011; 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), por meio da 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 proservação (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006; SCARFE; FARMAN, 2008; DAWOOD; PATEL; BROWN, 2009; 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; LAMIRA, 2018; CAMARGO et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

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

Atualmente, a TCFC tem sido indicada e utilizada em Endodontia para diagnóstico e planejamento do tratamento, detecção de condições patológicas como fraturas e reabsorções (interna e externa), localização e extensão de lesões periapicais, avaliação de perfurações e investigação de raízes e canais adicionais (COSTA et al., 2009; SZABO et al., 2012; DOMARK et al., 2013; MARCA et al., 2013; EE et al., 2014; ELNAGHY; ELSAKA, 2014; PATEL et al., 2014; RAJASEKHARAN et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; ESTRELA et al., 2015a; ESTRELA et al., 2015b; MICHETTI et al., 2015; SEIXAS et al., 2015; AAE, 2016; ESTRELA et al., 2016; PATEL et al., 2016; MAMEDE-NETO et al., 2017; ORDINOLA-ZAPATTA et al., 2017; BEACHMAN et al., 2018; MARTINS et al., 2018). Como em qualquer outra modalidade de exame imaginológico que utiliza radiação ionizante, a sua indicação deve ser devidamente justificada e os benefícios superiores aos potenciais danos, seguindo os princípios de ALADA (“As low as diagnostically acceptable” – tão baixo quanto diagnosticamente aceitável) (ICRP, 2007; PATEL et al., 2015; WEISSMAN et al., 2015; PATEL et al., 2017; VAÑÓ et al., 2017; BEACHAM et al., 2018; PAUWELS, 2018).

Paralelamente, as pesquisas laboratoriais têm utilizado os equipamentos de microtomografia computadorizada (microCT), conectados a computadores de alta performance e com utilização de programas específicos, como padrão de referência para avaliação da morfologia interna e externa de diferentes grupos dentais (VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2011; VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2012; VERSIANI et al., 2013a; VERSIANI et al., 2013b; LEONI et al., 2014; SOUZA-FLAMINI et al., 2014; VERSIANI et al., 2016; BOSCHETTI et al., 2017; MAZZI-CHAVES et al., 2020), do preparo biomecânico e da limpeza do sistema de canais radiculares (LEONI et al., 2017; VERSIANI et al., 2017; ZUOLO et al., 2017; NEELAKANTAN et al., 2018; SOUSA-NETO et al., 2018; VERSIANI et al., 2018), bem como da obturação do sistema de canais radiculares e protocolos de retratamento endodôntico (KELES et al., 2015; CROZETA et al., 2016; DE-DEUS et al., 2016; MONGUILHOTT CROZETA et al., 2016). A microCT fornece imagens de alta resolução, permite a rotação do espécime em 360°, inclinação e magnificação das áreas de interesse, bem como a utilização de cor, luz, textura e filtros para melhor caracterização do objeto escaneado (VERSIANI et al., 2012; LEONI et al., 2014; SOUZA-FLAMINI et al., 2014; VERSIANI et al., 2017; SOUSA-NETO et al., 2018; VERSIANI et al., 2018), além de ser uma técnica

reprodutível, não invasiva e não destrutiva (QUEIROZ et al., 2017; HUANG et al., 2017; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2017; LAMIRA, 2018).

A microtomografia computadorizada possibilita a reconstrução de estruturas in vivo e ex vivo com elevada resolução espacial em escala micrométrica (até 1 μm) (VERSIANI, PÉCORA, SOUSA-NETO, 2011; VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2012; VERSIANI, PÉCORA, SOUSA-NETO, 2013; LEONI et al., 2014; VERSIANI et al., 2018), para a obtenção de dados quantitativos e qualitativos, que tem trazido informações importantes, bem como servido de parâmetro para adoção de técnicas relevantes para a realização de tratamentos endodônticos mais previsíveis (VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2011; VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2012; VERSIANI et al., 2013; LEONI et al., 2014; SOUZA-FLAMINI et al., 2014; ALVES et al., 2016; DE-DEUS et al., 2016; KELES et al., 2016; BRASIL et al., 2017; JARDINE et al., 2017; LEONI et al., 2017; VERSIANI et al., 2017; ZUOLO et al., 2017; NEELAKANTAN et al., 2018; VERSIANI et al., 2018).

Vale ressaltar que, embora a TCFC e a microCT apresentem suas particularidades em relação às especificações técnicas, indicações e limitações de uso; a aquisição, obtenção e reconstrução dos volumes escaneados têm origem em um mesmo princípio físico, e se dão basicamente pela fonte de radiação X em forma de feixe cônico com energia polienergética, por um conjunto de detectores de radiação e sistema computacional, e a amostra a ser avaliada (ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; VERSIANI et al., 2018; CAMARGO et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020). Por ser de natureza polienergética, a radiação X pode conter vários comprimentos de onda, apresentando feixes de alta e baixa densidade, interferindo de forma considerável na sua penetração e atenuação relativa ao atravessar materiais de diferentes densidades (SCHULZE et al., 2011; PAWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; LAMIRA, 2018; VASCONCELOS et al., 2018; CAMARGO et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020). Essa discrepância entre o coeficiente de atenuação relativo do objeto em análise e a atenuação real dada pelo detector, leva a formação de ruídos e artefatos, que influenciam diretamente no contraste e na qualidade final da imagem adquirida (SCHULZE et al., 2011; PAWELS et al., 2013; NAGARAJAPPA; DWIVEDI; TIWARI, 2015; ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; VASCONCELOS et al., 2018; VERSIANI et al., 2018; CAMARGO et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

Os artefatos de imagem podem ser definidos como estruturas presentes na imagem reconstruída, mas que não correspondem ao objeto real escaneado. São decorrentes da discrepância e formação de erros entre o processo matemático de reconstrução e o processo físico de aquisição da imagem (BARRET; KEAT, 2004; SCHULZE et al., 2011; PAWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; LIKUBO et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2015; HUANG et al., 2017; NAGARAJAPPA; DWIVEDI; TIWARI, 2015; CODARI et al., 2017; ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; VERSIANI et al., 2018; CAMARGO et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020). A radiação polienergética utilizada pelos aparelhos de TCFC, e por muitos aparelhos de microCT, levam à ocorrência do fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X (beam hardening) quando materiais de elevado número atômico estão presentes no volume escaneado (SCARFE; FARMAN, 2008; SCHULZE et al., 2011; PAWELS et al.,

2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CODARI et al., 2017; ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO CAMARGO et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020-CHAVES et al., 2020).

O efeito de endurecimento dos feixes de raios X consiste na maior absorção pelo objeto escaneado dos feixes ou fótons de baixa energia (radiação suave), em relação aos fótons de alta energia (radiação dura). Assim, com a maior absorção dos fótons de baixa energia, a energia média dos fótons restantes aumenta ao longo de sua trajetória, tornando-o “mais duro” ou penetrante ao passar pelo objeto, levando ao endurecimento do feixe (BARRET; KEAT, 2004; HOLBERG et al., 2005; KOVACS et al., 2009; SCHULZE et al., 2011; PAWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CODARI et al., 2017; ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; VERSIANI et al., 2018; CAMARGO et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020). Esse fenômeno é um dos grandes responsáveis pela não uniformidade dos níveis de cinza nas imagens, e consequente formação dos diferentes tipos de artefatos como estrias escuras (dark streaks), áreas hipodensas (hypodense bands) ou distorções (volumetric distortion ou blooming) (BARRET; KEAT, 2004; HOLBERG et al., 2005; KOVACS et al., 2009; SCHULZE et al., 2011; PAWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CODARI et al., 2017; ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; VASCONCELOS et al., 2018; VERSIANI et al., 2018; CAMARGO et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

Os artefatos em forma de estrias e áreas hipodensas têm a mesma origem, sendo as estrias escuras melhor visualizadas nas reconstruções axiais e as áreas hipodensas nas reconstruções sagitais e coronais. Ambas aparecem na região dos materiais de alta densidade presentes no volume escaneado devido ao efeito de endurecimento dos feixes de raios X e à radiação dispersa (SCHULZE et al. 2011; PAWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CODARI et al., 2017; ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; VASCONCELOS et al., 2018; VERSIANI et al., 2018; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

Durante o tratamento endodôntico, muitas vezes se faz necessário o uso da medicação intracanal (MIC), que tem como função basicamente eliminar ou reduzir o contingente microbiano que resistiram aos protocolos físicos e mecânicos durante o preparo biomecânico do sistema de canais radiculares, além de modular a reação inflamatória que ocorre após o preparo do canal radicular, ocupando fisicamente o espaço do canal, e dessa forma, consequentemente, evitar a recontaminação. A ação das (MIC) estará condicionada ao veículo utilizado (aquoso, viscoso ou oleoso); concentração; tensão superficial no canal radicular e, a duração entre as sessões durante a terapia endodôntica (ZANCAN et al., 2016; BARBOSA-RIBEIRO et al., 2019).

Atualmente, existem disponíveis no mercado diferentes medicações intracanais com diferentes formulações químicas, entretanto tendo como compostos principais o hidróxido de cálcio ou compostos biocerâmicos adicionado de agentes espessantes, veículos e radiopacificadores. O hidróxido de cálcio é um composto inorgânico com propriedades antimicrobianas que pode ser usado como medicação intracanal entre consultas sempre que várias sessões forem necessárias até a conclusão do tratamento endodôntico. O hidróxido de cálcio Ca(OH)_2 é utilizado na

Odontologia há quase um século (SIQUEIRA & LOPES, 1999), e sem dúvida o seu uso rotineiro como medicação intracanal entre consultas tornou-se generalizado (SIQUEIRA et al., 2007) devido às suas propriedades antimicrobianas (BYSTROM & SUNDQVIST, 1985) e biológicas (GRECCA et al., 2001; TANOMARU-FILHO et al., 2002, NAIR et al., 2005; SIQUEIRA & LOPES, 1999; ATHANASSIADIS et al., 2007). Em Endodontia, seu uso tem sido associado à cicatrização e reparo de lesões periapicais (SJOGREN et al., 1990) e à poucas reações adversas (DE MOOR & DE WITTE, 2002).

Recentemente, a medicação biocerâmica intracanal à base de compostos biocerâmicos têm sido desenvolvidas e apresentam grande vantagem em relação às pastas de hidróxido de cálcio por apresentar baixa solubilidade e, desta forma, permitir que o produto fique em contato com as paredes do canal por um longo período de tempo. Como resultado, obtém-se alta liberação dos íons hidroxila (OH) de forma contínua e gradual. Produzem hidróxido de cálcio que se dissocia em Ca²⁺ e OH⁻. Os íons hidroxila (OH⁻) liberados, são responsáveis por um aumento significativo do pH do tecido circundante, tornando o ambiente impróprio para o crescimento bacteriano. O tamanho das partículas ($\leq 2 \mu\text{m}$) proporciona melhor escoamento e penetração em áreas de desafios anatômicos, como nos canais acessórios, istmos, deltas apicais, áreas de achatamento e túbulos dentinários. Ainda, tais medicações têm sido desenvolvidas com o propósito de não tomar presa e ser de fácil remoção. Sua formulação, possui alta concentração de CaO livre, uma baixa concentração de C₃S e C₂S e um polímero de cadeia longa. A baixa concentração de C₃S e C₂S faz com que os cristais formados pela reação de hidratação fiquem separados devido a quantidade de material presente e pela interferência do polímero, dificultando o entrelaçamento destes cristais e consequentemente o endurecimento do produto (Bula Bio-C Temp, Angelus, Londrina, Paraná, Brasil).

Dessa forma, as composições químicas da maioria das medicações intracanais e materiais obturadores (guta percha e cimentos endodônticos), influenciam diretamente na formação dos variados tipos de artefatos de imagens causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X, devido à adição de tais partículas radiopacificadoras em sua formulação (ANSI/ADA, 2000; ISO, 2012; MANIGLIA-FERREIRA et al., 2005; SCHULZE et al., 2011; DECÚRCIO et al., 2012; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; HELVACIOGLU-YIGIT et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; CODARI et al., 2017; PETRY et al., 2017; DOYLE et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; PAUWELS, 2018; SCARFE; FARMAN, 2018).

As especificações nº 57 da ANSI/ADA e 6876 da ISO para materiais obturadores dos canais radiculares, levando em consideração a necessidade de distinguir, nas radiografias periapicais, a presença de material obturador, tecidos dentais e periapicais adjacentes, estabelece que os materiais de preenchimento dos canais radiculares – medicações e materiais obturadores - devem apresentar níveis de radiopacidade acima de 3 milímetros correspondente à escada de alumínio (ANSI/ADA, 2000; ISO, 2012; MANIGLIA-FERREIRA et al., 2005; SCHULZE et al., 2011;

DECÚRCIO et al., 2012; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; HELVACIOGLU-YIGIT et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; CODARI et al., 2017; PETRY et al., 2017; DOYLE et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; PAUWELS, 2018; SCARFE; FARMAN, 2018).

Entretanto, é importante observar que as normas propostas não estabelecem parâmetros para o valor máximo de radiopacidade, que variam de 9 a 15 mm da escada de alumínio, o que contribui para a não padronização do tipo e concentração dos agentes radiopacificadores utilizados, sendo que algumas formulações apresentam quantidades excessivas de radiopacificadores, em torno de três a quatro vezes superior ao pré-estabelecido (GURGEL-FILHO et al., 2003; MANIGLIA-FERREIRA et al., 2005; PETRY et al., 2017; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018).

Os principais agentes radiopacificadores presentes na composição química das medicações intracanais, incluem o óxido de zinco (ZnO; Z=30), sulfato de bário (BaSO₄; Z=56), óxido de bismuto (Bi₂O₃; Z=83), óxido de zircônio (ZrO₂; Z=40) e tungstato de cálcio (CaWO₄; Z=74) (GURGEL-FILHO et al., 2003; MANIGLIA-FERREIRA et al., 2005; PETRY et al., 2017; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018). A presença desses materiais de alta densidade e elevado número atômico leva à maior absorção de fôtons de baixa energia emitidos pela fonte de raios X polienergética (BRITO-JUNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; LAMIRA, 2018). Destaca-se que o bário e o bismuto, por apresentarem elevado número atômico, possuem maiores picos de absorção na camada K (37,4 KeV), absorvendo os feixes de raios X mais rapidamente comparados ao zircônio, o que confere alta radiopacidade ao material (MARCIANO; MICHAILESCO, 1989; GURGEL-FILHO et al., 2003; MANIGLIA-FERREIRA et al., 2005; PETRY et al., 2017; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018).

Assim, tais compostos químicos são causadores de artefatos de imagem que comprometem negativamente o valor do diagnóstico clínico.

Estes artefatos podem sugerir resultados inconclusivos e/ou incoerentes, como mimetizar ou direcionar para o diagnóstico de fraturas e perfurações (NAGARAJAPPA; DWIVEDI; TIWARI, 2015; CODARI et al., 2017; BUENO; ESTRELA, 2018; ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; VASCONCELOS et al., 2018; VERSIANI et al., 2018), de variações anatômicas como canais acessórios e laterais (BRITO-JÚNIOR et al., 2014; LIKUBO et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2015), bem como de sub ou sobreobturação, levando muitas vezes à realização de condutas terapêuticas inappropriadas ou até mesmo à extração do elemento dental (BRITO-JÚNIOR et al., 2014; LIKUBO et al., 2015; NAGARAJAPPA; DWIVEDI; TIWARI, 2015; VASCONCELOS et al., 2015; CODARI et al., 2017; HUANG et al., 2017; BUENO; ESTRELA, 2018; ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; VASCONCELOS et al., 2018; VERSIANI et al., 2018; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

Apesar da evolução dos cimentos endodônticos à base de compostos biocerâmicos, e a consequente introdução das medicações intracanais com base nos mesmos compostos, os agentes radiopacificadores de elevada densidade e número atômico, ainda continuam presentes em sua formulação, principalmente o tungstato de cálcio. Entretanto, até o presente momento, não há estudos na literatura que avaliam a formação e expressão de artefatos de imagens causados

pelas medicações intracanais – à base de hidróxido de cálcio e compostos biocerâmicos - em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônicos.

Assim, considerando que a TCFC deve ser um meio de diagnóstico por imagem indicado para planejamento do tratamento endodôntico, respeitando os princípios de ALADA, e que a ocorrência dos artefatos de imagens é inerente ao processo de escaneamento na presença de materiais de alta densidade, como as medicações intracanais dos canais radiculares, torna-se importante verificar, tendo a microCT como padrão de referência, como os diferentes tipos de artefatos causados pelo efeito de endurecimento dos feixes de raios X se na TCFC, com diferentes protocolos de escaneamento e especificações técnicas variadas.

2. OBJETIVO

A proposta do presente estudo foi avaliar como os artefatos causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X se expressam nas imagens obtidas por tomografia computadorizada de feixe cônicos (Eagle X3D e Instrumentarium OP 300) de caninos superiores humanos preenchidos com diferentes medicações intracanais, comparando diferentes protocolos de escaneamento e reconstrução, utilizando como padrão de referência a microtomografia computadorizada (SkyScan microCT 1174).

3. MATERIAL E MÉTODO

3.1 Seleção da amostra

O presente projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (CEP/FORP-USP) (Processo nº 2.4504.452 e CAAE nº 80666517.2.0000.5419), e está sendo desenvolvido nas dependências clínicas e laboratoriais desta unidade de ensino. Serão obtidos, junto ao Biobanco de Dentes da FORP-USP, 40 caninos superiores humanos recém extraídos por razões periodontais, mantidos em solução de timol a 0,1%. Os dentes serão lavados em água corrente por 24 horas e, em seguida, terão sua superfície radicular externa limpa por meio de raspagem com ultrassom (Profi II Ceramic, Dabi Atlante Ltda, Ribeirão Preto, SP, Brasil). Os dentes serão examinados macroscopicamente e radiografados pela técnica do paralelismo (Spectro 70X Eletronic, Dabi Atlante, Ribeirão Preto, São Paulo) nos sentidos orto e mesiorradial utilizando sensor digital (Fona CDRelite, Schick, DMM, Bandeirantes, PR, Brasil) com o objetivo de pré-selecionar dentes com raízes completamente formadas e canais sem calcificações, reabsorções ou trincas, e sem tratamento endodôntico prévio.

3.2 Preparo biomecânico do sistema de canais radiculares e inserção da medicação intracanal

Após a seleção da amostra, os canais radiculares foram irrigados com 2 mL de hipoclorito de sódio (NaOCl) 2,5% (Fisher Scientific Company, Ottawa, Ontário)

com seringa plástica descartável (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, EUA) e agulha NaviTip de diâmetro 0,30 mm (Ultradent). Os canais radiculares foram explorados com limas tipo K #15 (Dentsply Sirona Endodontics, Ballaigues, Suíça) de forma passiva, até que a ponta coincidisse com o forame apical, alcançando o comprimento real dos dentes. Desta medida foi subtraído 0,5 mm para o estabelecimento do comprimento de trabalho (CT).

O preparo biomecânico foi realizado pela técnica de instrumentação por movimento reciprocante com o instrumento WaveOne Gold Large (45.05) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) acoplado ao contra ângulo redutor X-Smart Plus 6:1 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) que, por sua vez, estava conectado ao motor elétrico X-Smart Plus (Dentsply Maillefer). Os canais foram preparados seguindo as recomendações do fabricante, e o instrumento foi usado de forma passiva, com movimentos de bicada e, a cada 3 avanços, foi retirado do canal e limpo com gaze, até atingir o CT. A cada retirada do instrumento, foi realizada irrigação com NaOCl 2,5%, aspiração e inundação dos canais com seringa plástica descartável e agulha NaviTip. Após a instrumentação, foi realizada a irrigação final com 2 mL de ácido etilenodiaminotetracético (EDTA) a 15% (Sigma Aldrich BVBA, Overijse, Bélgica), seguida da irrigação final com 5 mL de NaOCl 2,5% (Fisher Scientific Company) por meio da técnica de irrigação convencional seringa/agulha. A secagem dos canais foi inicialmente realizada com cânula de aspiração Capillary Tip (Ultradent) seguido do uso de cones de papel absorvente WaveOne Large (Dentsply Maillefer).

Em seguida, os dentes foram distribuídos de forma aleatória e randomizada por meio do programa random.org (www.random.org) em quatro (n=10) de acordo com a medicação intracanal utilizada:

Grupo 1: Os espécimes foram preenchidos com pasta de hidróxido de cálcio – Ultracal XS (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT), até que fosse observado o extravasamento pelo forame com seringa e ponta navitip (Ultradent);

Grupo 2: Os espécimes foram preenchidos com medicação à base de compostos biocerâmicos – BioC-Temp (Angelus, Londrina, Paraná, Brasil), até que fosse observado o extravasamento pelo forame com seringa e ponta descartável fornecida pelo próprio fabricante;

Grupo 3: Os espécimes foram preenchidos com pasta de hidróxido de cálcio associado a iodofórmio – Metapex (MetaBioMed, Chungcheongbuk-do, República da Coréia), até que fosse observado o extravasamento pelo forame com seringa e ponta navitip (Ultradent);

Grupo 4: Os espécimes foram preenchidos com pasta de hidróxido de cálcio associado a sulfato de bário – Metapaste (MetaBioMed, Chungcheongbuk-do, República da Coréia), até que fosse observado o extravasamento pelo forame com seringa e ponta navitip (Ultradent);

A limpeza final da entrada do canal radicular foi realizada com esponja umedecida em álcool, e os espécimes foram selados com cimento obturador provisório Coltossol (Coltène/Whaledent S.A.R.L.). O ápice de cada raiz foi selado com verniz e esmalte de unha e os espécimes foram armazenados individualmente

em tubos eppendorf numerados, a 37°C e 100% de umidade, permanecendo nestas condições por 7 dias, simulando as condições clínicas do tratamento endodôntico.

3.3 Aquisição das imagens por meio de microCT

Os espécimes foram escaneados no Microtomógrafo Computadorizado 1174 (Bruker – microCT) do Laboratório de Endodontia do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão da Universidade de São Paulo. As amostras foram posicionadas individualmente, e fixadas ao suporte metálico giratório no interior do microtomógrafo com uma porção de cera (Boxing Wax, Kerr Corporation, Orange, Califórnia, EUA) perpendicular à fonte de radiação durante o escaneamento. Após a confirmação do posicionamento do espécime, o escaneamento foi iniciado utilizando os parâmetros de 50 kV, 800 μ A, resolução isotrópica de 13 μ m, 360° de rotação em torno do eixo vertical com passo de rotação de 0,7°, quantidade total de 3 quadros (frames), com filtro de alumínio de 0,5 mm de espessura, com duração de aproximadamente 120 minutos. As projeções bidimensionais das imagens geradas foram arquivadas no formato Tagged Image File (.tiff). Após a aquisição das imagens, os espécimes foram mantidos em tubos eppendorfs com soro fisiológico e armazenados em estufa a 37°C.

Em seguida, a partir das projeções bidimensionais obtidas após o escaneamento, foram realizadas as reconstruções axiais por meio do algoritmo de reconstrução de feixe cônico de Feldkamp modificado, usando o programa NRecon v 1.6.6.0 (Bruker - microCT), aplicando uma redução de artefatos em forma de anel (Ring Artifact) no valor de 5 (escala de 0-20), de endurecimento de feixe (Beam Hardening) no percentual de 50% (escala de 0-100%), de suavização (Smoothing) no valor de 4 (escala de 0-10). O histograma das imagens foi ajustado em uma escala de contraste variando de 0,004 (valor mínimo) a 0,07 (valor máximo), baseado em estudos prévios (MAZZI-CHAVES et al., 2020). As secções axiais reconstruídas foram salvas em formato Joint Bitmap (.bmp).

3.4 Aquisição das imagens por meio de TCFC

Para o escaneamento em TCFC, as amostras foram fixadas em uma mandíbula humana macerada, e visando simular a atenuação dos tecidos moles durante o escaneamento em TCFC, a mandíbula foi revestida com uma espessura de 2 cm de uma mistura chamada Mix-D (OENNIG et al., 2018; CAMARGO et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020), composta por 304 g de parafina, 152 g de polietileno, 32 g de óxido de magnésio e 12 g de dióxido de titânio. Após o revestimento da mandíbula humana com Mix-D, os espécimes foram posicionados individualmente dentro de alvéolos artificialmente alargados.

Assim, para a aquisição das imagens em TCFC, os espécimes foram escaneados utilizando-se os tomógrafos da Clínica 1 e da Clínica 3 da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo: 1. Eagle X3D (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil); 2. OrthoPantomograph OP 300 (Instrumentarium Dental, Tuusula, Finland). Os parâmetros de escaneamento foram padronizados de acordo com o fabricante, sendo utilizados dois protocolos de

escaneamento: em “alta resolução (High Resolution - HR)” e em “resolução padrão (Standard Resolution – ST)”. Em ambos os tomógrafos, o campo de visão (FOV) utilizado foi o menor possível fornecido pelos fabricantes dos aparelhos avaliados (5x5 cm). Os parâmetros de escaneamento de alta resolução e resolução padrão estão descritos na Tabela I.

Tabela I. Tabela descritiva dos protocolos de escaneamento utilizados para aquisição das imagens em microCT e tomógrafos computadorizados de feixe cônicos.

	MicroCT	Eagle X3D		OP 300	
Campo de visão	-	5x5 cm		5x5 cm	
Corrente	800 µA	8 mA		5 mA	8 mA
Voltagem	50 kVp			90 kVp	
Voxel isotrópico	13 µm	0,08 mm ³		0,085 mm ³	0,20 mm ³
Tempo de exposição	9000 s	32 s	20,5 s	17,5 s	10,96 s
Filtro	Al 0,5mm	-	-	-	-
Passo de rotação	0,7°	-	-	-	-
Rotação	360°	360°	360°	360°	360°
Projeções bidimensionais	516	924	525	870	234
Produto dose - área	-	7,42 mGy.cm ²	4,75 mGy.cm ²	3,77 mGy.cm ²	1,62 mGy.cm ²
Produto miliamperagem tempo	- -	154 mAs	87,5 mAs	43,5 mAs	18,7 mAs
Protocolo	HR	HR	NR	HR	NR

3.5 Registro das imagens

Após a aquisição, as imagens foram registradas com o programa Elastix (<http://elastix.isi.uu.nl/>, University Medical Center Utrecht e colaboradores) (KLEIN et al., 2010; CAMARGO et al., 2020; MAZZI-CHAVES et al., 2020), que é parcialmente baseado no ITK (Insight Segmentation and Registration Toolkit). Um registro de resolução múltipla foi realizado com base na métrica de informações mútuas, com os escaneamentos de microCT como a imagem de referência e os escaneamentos de TCFC como a imagem “em movimento”. A transformação da imagem registrada foi rígida, implicando que somente a translação e a rotação da imagem eram possíveis (sem alteração de escalas, que foram realizadas durante o pré-registro, ou outras

deformações). As imagens alinhadas das TCFCs foram salvas no formato dicom e convertidas em .bmp para posterior análise.

3.6 Avaliação das imagens

A avaliação quali-quantitativa foi realizada por 2 examinadores calibrados, sendo um endodontista e um radiologista, com experiência em manipulação e diagnóstico por imagens, considerando-se: tipos de artefatos (estrias escuras, áreas hipodensas e distorção), protocolos de escaneamento (alta e normal resolução) e reconstruções (axial, sagital e coronal).

A avaliação foi realizada através do programa ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD, EUA), e foram selecionadas reconstruções axiais, sagitais e coronais, de todas as amostras de microCT e dos dois TCFCs avaliados, levando em consideração os dois protocolos de aquisição, totalizando 360 imagens a serem avaliadas, respeitando a mesma posição para cada corte de todos os equipamentos analisados.

Em seguida, os cortes foram agrupados de acordo com as reconstruções em: 1. Vista axial; 2. Vista sagital e 3. Vista coronal, 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 de cada amostra, que posteriormente foram apresentadas na mesma tela, por meio do PowerPoint (Microsoft).

A calibração e avaliação quali-quantitativa foram realizadas no Laboratório de Endodontia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, 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). Durante o processo de calibração, a definição e exemplos de cada parâmetro a serem avaliados foram apresentados aos examinadores, bem como as instruções das pontuações a serem atribuídas para cada parâmetro e informações sobre o preenchimento da ficha de avaliação.

Para avaliação da concordância intra e inter-examinadores, a análise qualitativa foi realizada de forma independente e em duas sessões (15 dias de intervalo, sala escura, livre de ruídos sonoros). Durante todas as sessões de avaliação, foram disponibilizados aos examinadores as imagens dos critérios e escores a serem avaliados. A avaliação foi realizada em etapas, com intervalos rápidos para permitir um descanso dos avaliadores. Para melhor visualização dos tipos de artefatos gerados devido à presença de material de alta densidade (medicação intracanal) no interior do sistema de canais radiculares (SCHULZE et al., 2011; VASCONCELOS et al., 2015; MAZZI-CHAVES et al., 2020), o ajuste de brilho e contraste das imagens foram realizados a critério dos avaliadores.

Foram avaliados os seguintes tipos de artefatos de imagens gerados pelo fenômeno de endurecimento do feixe de raio X: *Estrias escuras*: Caracterizadas pela presença de linhas escuras evidenciadas claramente nas reconstruções axiais; *Áreas hipodensas*: Caracterizadas pela presença de áreas ou bandas escuras

adjacentes ao material de alta densidade (material obturador); *Distorção*: Caracterizada pela distorção do volume do material de elevada densidade, também denominado “blooming artifact”. Este tipo de artefato pode ser observado em todas as reconstruções (MAZZI-CHAVES et al., 2020) (Figura 1 – Material Suplementar).

Os examinadores foram orientados a classificar a presença e os tipos de artefatos gerados em todas as imagens, utilizando os seguintes escores (MAZZI-CHAVES et al., 2020): 1. Artefato definitivamente ausente; 2. Artefato provavelmente ausente; 3. Não tenho certeza; 4. Artefato provavelmente presente e 5. Artefato definitivamente presente (Figura 1 – Material Suplementar).

As imagens também foram julgadas quanto à qualidade para fins de diagnóstico endodôntico:

Possibilidade de uso das imagens para o diagnóstico endodôntico: Após a avaliação dos artefatos, os examinadores avaliaram a possibilidade do uso das imagens para fins de diagnóstico. Esse parâmetro de avaliação refere-se à qualidade da imagem em uma visão geral, para fins de diagnóstico em Endodontia, no que diz respeito à possibilidade de se observar fraturas, trincas, perfurações, reabsorções interna e externa, áreas não obturadas no interior dos canais radiculares, presença de instrumentos fraturados entre outros.

Para a possibilidade do uso das imagens para fins de diagnóstico endodôntico, os escores utilizados foram: 0. Não e 1. Sim (Figura 1 – Material Suplementar).

Posteriormente, os observadores foram instruídos a realizar a avaliação dos volumes adquiridos de forma tridimensional, por meio da varredura dinâmica e interativa de todas as imagens. Para esta análise, as vistas multiplanares (axial, sagital e coronal) foram ser ajustadas de acordo com o longo eixo de cada raiz. Para esta avaliação, parâmetros como a magnificação, o ajuste de brilho, contraste e espessura das imagens foram usados a critério dos observadores, a fim de permitir a melhor visualização dos artefatos de imagens.

Posteriormente, para avaliação da distorção volumétrica das diferentes medicações nos diferentes protocolos de aquisição de imagem, os dados de volume da medicação foram obtidos nas imagens de TCFC e microCT no programa CTAn (Bruker, Kontich, Bélgica), por um único avaliador.

3.7 Análise dos resultados

Para avaliação da concordância inter e intraexaminador foi utilizado o teste de concordância de Kappa, e os valores foram calculados para cada parâmetro (alta resolução e resolução padrão), equipamento (microCT x TCFC), tipo de reconstrução (axial, sagital e coronal) e tipo de artefatos (estrias escuras, áreas hipodensas e distorção volumétrica). As análises foram realizadas separadamente para cada parâmetro, e comparadas entre equipamentos para cada combinação de parâmetro e tipo de reconstrução, tendo como padrão de referência as imagens obtidas em microtomografia computadorizada.

Para avaliação da distorção volumétrica, os dados foram submetidos à ANOVA dois fatores e pós-teste de Tukey ($\alpha=0,05$), considerando os valores de volume do microCT como valores de referência.

Os dados foram avaliados estatisticamente por meio do software GraphPad Prism 8.0 (GraphPad Software, LA Jolla, CA, USA). Sensibilidade, especificidade e área sobre a curva roc (AUC) foram calculados e as variáveis (materiais e aparelhos) foram comparados por meio de ANOVA two-way e teste pos-hoc de Tukey com nível de significância de 5%.

4. RESULTADOS

Os resultados do teste de Fleiss' Kappa para a concordância inter e intra-examinadores apresentou valores de concordância de 0,96 e 1, respectivamente, classificados como concordância perfeita.

A Tabela II apresenta os dados de distorção volumétrica das diferentes medições intracanais nos diferentes protocolos de aquisição de imagem, tendo os valores de microCT como valores de referência. A avaliação da acurácia foi realizada através da porcentagem de erro absoluto (PEA), tendo como referência as medidas realizadas através da limiarização realizada pelo método automático de Otsu nas imagens obtidas pelo microCT.

Tabela II. Médias e desvios padrões do erro absoluto da distorção volumétrica de cada aparelho para as diferentes medições intracanais, tendo os valores de volume obtidos em microCT como valores de referência.

	Eagle 3D HD	Eagle 3D ST	OP300 HD	OP 300 ST	Total
UC	$1,62 \pm 0,6$ Aa	$2,1 \pm 0,7$ Aab	$1,33 \pm 0,5$ Aba	$1,06 \pm 0,59$ Ba	$1,52 \pm 0,5$ a
MT	$0,38 \pm 0,08$ Aab	$0,49 \pm 0,1$ Aab	$0,37 \pm 0,11$ Aa	$0,48 \pm 0,54$ Ba	$0,32 \pm 0,7$ a
MP	$0,64 \pm 0,8$ Aa	$0,6 \pm 0,08$ Aa	$-0,07 \pm 0,05$ Bab	$-0,05 \pm 0,07$ Bb	$0,28 \pm 0,05$ a
BC	$0,15 \pm 0,13$ Ab	$0,22 \pm 0,67$ Ab	$-0,1 \pm 0,06$ Ab	$-0,12 \pm 0,1$ Ab	$-0,013 \pm 0,04$ b
Total	$0,704 \pm 0,18$ A	$0,80 \pm 0,18$ A	$0,38 \pm 0,14$ AB	$0,23 \pm 0,18$ B	

Letras maiúsculas significam diferenças estatísticas entre linhas, e letras minúsculas significam diferenças estatísticas entre colunas ($p<0,05$). UC: Ultracal XS; MT: Metapaste; MP: Metapex; BC: Bio-C Temp.

De forma geral, as imagens de TCFC evidenciaram maior distorção de volume da medição intracanal ($p<0,05$) comparado às imagens de microCT, sendo que as imagens obtidas no TCFC Eagle 3D apresentaram os maiores valores de distorção, independentemente da resolução, quando comparado as imagens obtidas no OP ($p<0,05$). Em relação às medições intracanais, a maior distorção de volume foi observada no grupo Ultracal XS, e a menor distorção no grupo Bio-C Temp ($p<0,05$) (Tabela II, Figura 1).

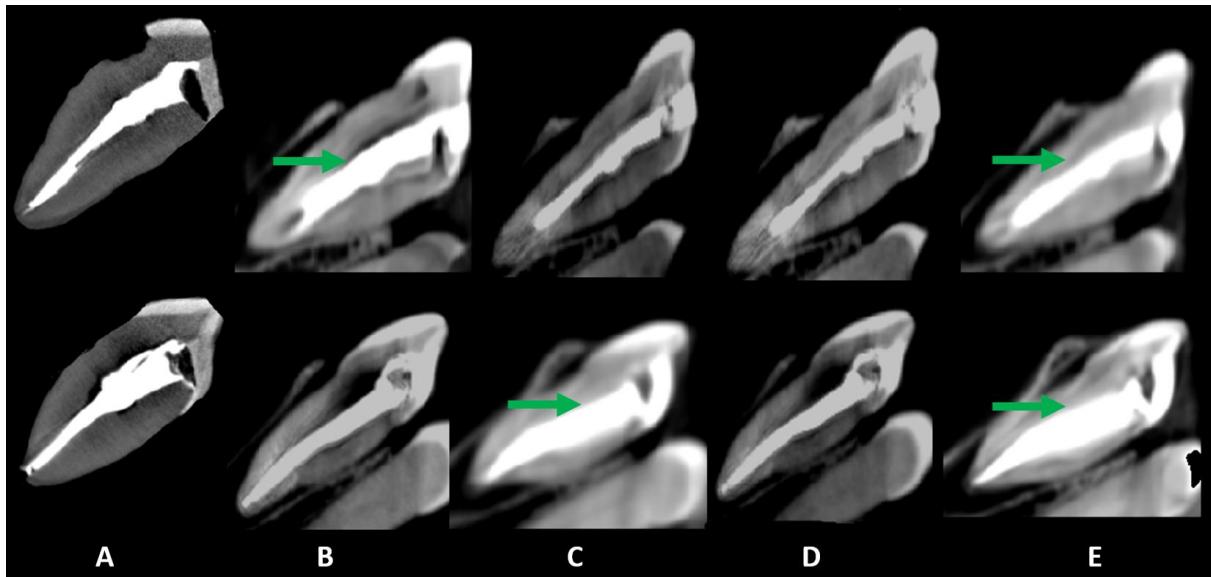


Figura 1. Reconstruções sagitais de imagens de microtomografia computadorizada e tomografia computadorizada de feixe cônico para avaliação de artefatos gerados por medicações intracanais. Distorção volumétrica ou *blooming* são indicados por setas verdes que mostram o contorno real do material de preenchimento. Os protocolos de aquisição são representados por (A) imagem micro-CT, (B) Eagle 3D HD, (C) Eagle 3D ST, (D) OP 300 HD e (E) OP 300 ST. É possível observar maior expressão de estrias escuras e áreas hipodensas em B, C, D e E.

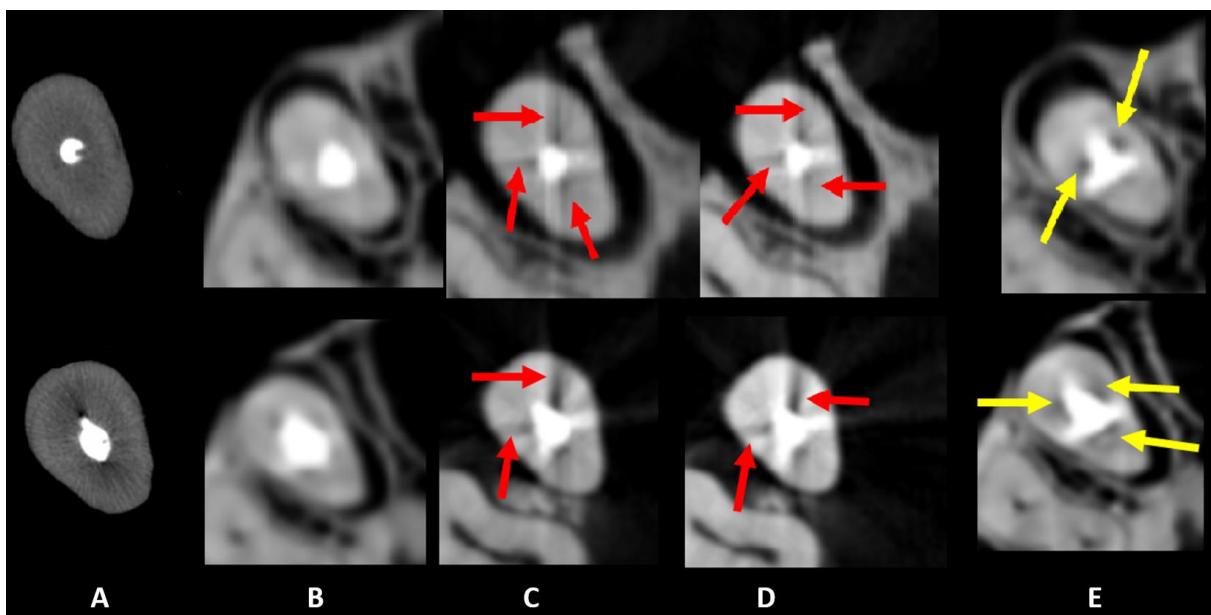


Figura 2. Reconstruções axiais de imagens de microtomografia computadorizada e tomografia computadorizada de feixe cônico para avaliação de artefatos gerados por medicações intracanais. Estrias escuras e áreas hipodensas são identificadas por setas vermelhas e amarelas, respectivamente. Os protocolos de aquisição são representados por (A) imagem micro-CT, (B) Eagle 3D HD, (C) Eagle 3D ST, (D) OP 300 HD e (E) OP 300 ST. É possível observar maior expressão de estrias escuras e áreas hipodensas em B, C, D e E.

Tabela III. Valores de sensibilidade, especificidade e área sobre curva ROC para os diferentes protocolos de aquisição, medicações intracanais e artefatos, tendo os valores de volume obtidos em microCT como valores de referência.

Protocolo de aquisição	Estrias escuras				Áreas hipodensas				Distorção			
	UC	MT	MP	BC	UC	MT	MP	BC	UC	MT	MP	BC
Eagle 3D HR	Sensibilidade	1aA	0,5dB	0,73bB	0,67cA	0cA	0,5bB	0cB	0,67aB	0,67aB	0bA	0bB
	Especificidade	0,36aB	0,27bC	0,23cB	0,13dD	0dC	0,8aB	0,2bB	0,13cD	0,03aB	0,03aA	0aA
	AUC	0,84aA	0,38cC	0,49bB	0,38cA	0,22cB	0,68aC	0,1dD	0,38bC	0,27aA	0bA	0bC
Eagle 3D ST	Sensibilidade	0,5cB	1aA	0,55bC	0,11dC	0bA	0bC	0bB	1aA	0,67aB	0bA	0bB
	Especificidade	0,64aA	0,36dA	0,46bA	0,4cA	0,78bA	1aA	0,7cA	1aA	0,6aA	0bA	0bA
	AUC	0,28cD	0,68aA	0,57bA	0,26cB	0,39cA	0,5bD	0,35dC	1aA	0,12aB	0bA	0bC
OP 300 HR	Sensibilidade	1aA	1aA	0,91bA	0,44cB	0bA	1aA	1aA	1aA	1aA	0bA	0bA
	Especificidade	0,32aC	0,33aAB	0cC	0,27bC	0,11cB	0,4bD	0dC	0,64aB	0aB	0aA	0aA
	AUC	0,63aB	0,66aA	0,23cD	0,36bA	0,056cD	0,9aB	0,7bA	0,73bB	0,3bA	0cA	0,56aB
OP 300 ST	Sensibilidade	0,5cB	1aA	0,91bA	0,44dB	0bA	1aA	1aA	1aA	0,67bB	0cA	1aA
	Especificidade	0,32aC	0,32aB	0bC	0,33aB	0,11cB	0,5bC	0dC	0,55aC	0aB	0aA	0,03aA
	AUC	0,33cC	0,57aB	0,32cC	0,39bA	0,093dC	0,95aA	0,5cB	0,73bB	0,267cA	0dA	0,64bA

Letras maiúsculas significam diferenças estatísticas entre linha, e letras minúsculas significam diferenças estatísticas entre colunas ($p<0,05$).

Em relação aos materiais, os valores de sensibilidade, especificidade e AUC para os artefatos em forma de estrias escuras foram estatisticamente maiores em UC e menores em MT e BC para o Eagle 3D HR, maiores em MT e menores em BC para o Eagle 3D ST, maiores em UC e MT e menores em MP para o OP300 HR e maiores em MT e menores em MP e UC para o OP300 ST na maioria das condições (Tabela III, Figuras 2 e 3).

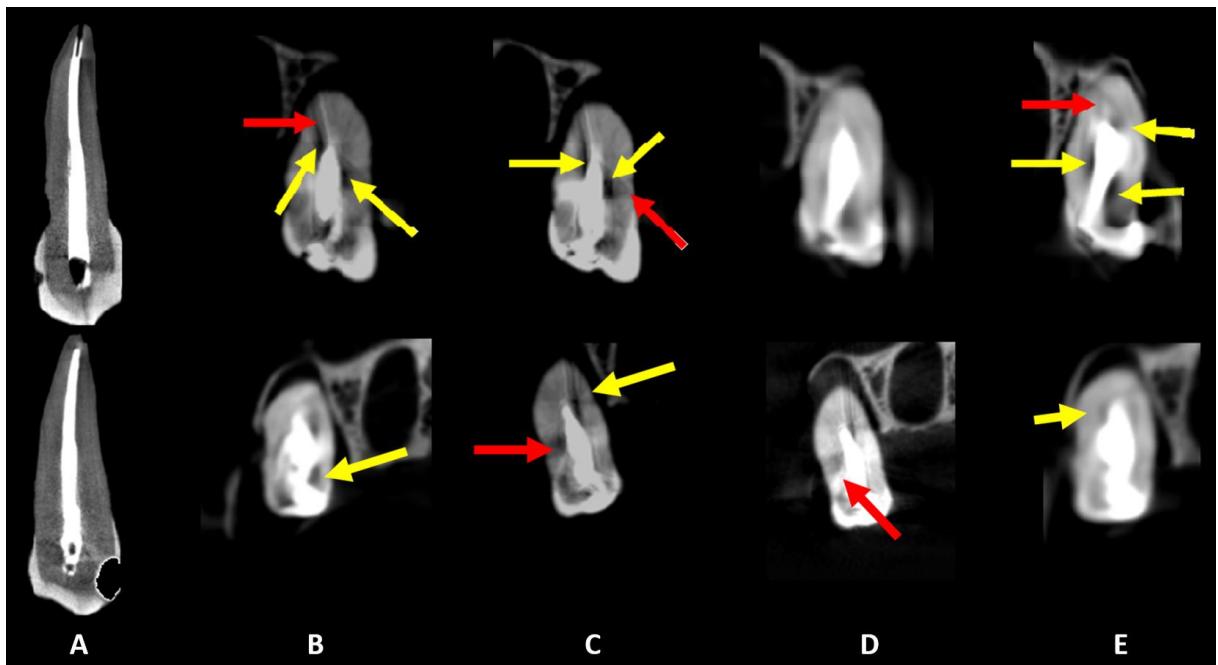


Figura 3. Reconstruções coronais de imagens de microtomografia computadorizada e tomografia computadorizada de feixe cônico para avaliação de artefatos gerados por medicações intracanais. Estrias escuras e áreas hipodensas são identificadas por setas vermelhas e amarelas, respectivamente. Os protocolos de aquisição são representados por (A) imagem micro-CT, (B) Eagle 3D HD, (C) Eagle 3D ST, (D) OP 300 HD e (E) OP 300 ST. É possível observar maior expressão de estrias escuras e áreas hipodensas em B, C, D e E.

Já para áreas hipodensas, na maioria das condições, os valores de sensibilidade, especificidade e AUC foram estatisticamente maiores em MT e menores em MP para o Eagle 3D HR, maiores em BC e menores em MP para o Eagle 3D ST, maiores em BC e MT e menores em UC para o OP300 HR e maiores em MT e menores em UC para o OP300 ST (Tabela III, Figuras 2 e 3).

Em relação à distorção volumétrica, os valores de sensibilidade, especificidade e AUC foram estatisticamente maiores em UC e menores em MT, BC e MP para o Eagle 3D HR e ST, maiores em UC e MP e menores em MT e BC para o OP 300 HR e maiores em BC e menores em MT para o OP 300 ST na maioria das condições (Tabela III, Figura 1).

Tabela IV. Valores de sensibilidade, especificidade e área sobre curva ROC para os diferentes protocolos de aquisição e medições intracanais para a possibilidade de uso das imagens para diagnóstico em Endodontia, tendo os valores de volume obtidos em microCT como valores de referência.

Protocolos de aquisição	Medicação intracanal			
	Ultracal XS	Metapaste	Metapex	Bio-C Temp
Eagle 3D HR	Sensibilidade	0bB	0,09aB	0bA
	Especificidade	1aA	1aA	1aA
	AUC	0,5bA	0,55aB	0,5bA
Eagle 3D ST	Sensibilidade	0,3aA	0,06bB	0cA
	Especificidade	0bB	1aA	1aA
	AUC	0,014cB	0,53aB	0,5aB
OP 300 HR	Sensibilidade	0bB	0,09aB	0bA
	Especificidade	1aA	1aA	1aA
	AUC	0,5bA	0,55bB	0,52bA
OP 300 ST	Sensibilidade	0bB	0,25aA	0bA
	Especificidade	1aA	1aA	1aA
	AUC	0,5cA	0,63bA	0,78aA

Letras maiúsculas significam diferenças estatísticas entre linha, e letras minúsculas significam diferenças estatísticas entre colunas ($p<0,05$).

Já em relação aos protocolos de aquisição, os valores de sensibilidade, especificidade e AUC para expressão de estrias escuras, foram estatisticamente maiores em Eagle 3D HR (UC e BC) e Eagle 3D ST (MT e MP) e menores em OP 300 ST (UC), Eagle 3D HR (MT), OP300 HR (MP) e Eagle 3D ST (BC) na maioria das condições (Tabela III).

Para áreas hipodensas, na maioria das condições, os valores de sensibilidade, especificidade e AUC foram estatisticamente maiores em Eagle 3D ST (UC e BC) e OP 300 HR (MT e MP) e menores em OP 300 HR e ST (UC), Eagle 3D ST (MT) e Eagle 3D HR (MP e BC) (Tabela III).

Por outro lado, para distorção volumétrica, apesar dos valores de sensibilidade, especificidade e AUC apresentarem-se estatisticamente maiores em OP 300 HR e menores em OP 300 STD para UC, os demais materiais (MT, MP e BC) não apresentaram diferença estatística entre aparelhos na maioria das condições (Tabela III).

Por fim, em relação aos diferentes materiais estudados, o material BC apresentou valores significativamente maiores para uso no diagnóstico. Por outro lado, os valores não apresentaram diferença entre os aparelhos estudados, na maioria das condições (Tabela IV). Os valores de confiança dos observadores na avaliação não apresentaram diferença estatística em todas as condições, indicando concordância perfeita entre os avaliadores.

5. DISCUSSÃO

A utilização da TCFC como ferramenta complementar de diagnóstico por imagem no planejamento e na proservação do tratamento endodôntico tem sido cada vez mais frequente (SEDENTEXCT, 2012; SZABO et al., 2012; DOMARK et al.,

2013; MARCA et al., 2013; EE et al., 2014; ELNAGHY; ELSAKA, 2014; PATEL et al., 2014; RAJASEKHARAN et al., 2014; ESTRELA et al., 2015a; ESTRELA et al., 2015b; MICHETTI et al., 2015; SEIXAS et al., 2015; SUOMALAIMEN et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2015; AAE, 2016; ESTRELA et al., 2016; KOCASARAC et al., 2016; PATEL, 2016; PATEL et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; CODARI et al., 2017; EZELDEEN et al., 2017; FAKHAR et al., 2017; MAMEDE-NETO et al., 2017; ORDINOLA-ZAPATTA et al., 2017; QUEIROZ et al., 2017; AMINOSHARIAE; KULILD; SYED, 2018; BEACHMAN et al., 2018; DE MARTIN E SILVA et al., 2018; DOYLE et al., 2018; ESTRELA et al., 2018; FONTANELE et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; FREITAS et al., 2018; FREITAS; VASCONCELOS; NOUJEIM, 2018; LO GIUDICE et al., 2018; MARTINS et al., 2018; PAUWELS, 2018; SCARFE; FARMAN, 2018; TANG et al., 2018; TOLENTINO et al., 2018; VASCONCELOS et al., 2018; WANDERLEY et al., 2018). Entretanto, a presença de medicações intracanais nos canais radiculares leva à ocorrência do fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X, e consequentemente à formação de artefatos (estrias escuras, áreas hipodensas e distorção), que são inerentes aos protocolos de aquisição e reconstrução de imagens (SCHULZE et al., 2011; DECÚRCIO et al., 2012; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; MAZZI-CHAVES et al., 2020). Assim, torna-se importante entender como artefatos metálicos se expressam, nos diferentes equipamentos de TCFC e microCT, uma vez que influenciam diretamente na qualidade das imagens durante a realização do diagnóstico em Endodontia.

Para realização do presente estudo, foram selecionados dois tomógrafos computadorizados de feixe cônico com diferentes protocolos de escaneamento e especificações técnicas (diferentes tipos de fontes e detectores, kVp e mAs, qualidade e quantidade de feixes de raios X, diferentes tamanhos de FOV e voxel, e algoritmos de reconstrução), que permitiram a avaliação da acuidade do diagnóstico em Endodontia e da expressão dos artefatos metálicos nos três planos ortogonais (axial, sagital e coronal), simultaneamente. Por ser uma técnica de aquisição volumétrica, que fornece imagens de resolução submilimétrica precisas e confiáveis em todas as dimensões espaciais, a TCFC tem possibilitado o diagnóstico clínico e a visualização de estruturas anatômicas tridimensionais de forma sensível e altamente precisa, com alta resolução, menor tempo de escaneamento, exposição e dose de radiação dependendo dos parâmetros utilizados (TSIKLAKIS et al., 2005; PATEL et al., 2007a; PATEL et al., 2007b; SCARFE; FARMAN, 2008; KAMBUROĞLU et al., 2013; ESKANDARLOU et al., 2014; TOZOGLU; CAKUR, 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2017; ESTRELA et al., 2018; LAMIRA, 2018; VASCONCELOS et al., 2018).

Como padrão de referência e de comparação, foi selecionada a microCT, por ser um método de pesquisa *in vitro* com características semelhantes à TCFC uma vez que são não destrutivos e, por meio de radiação ionizante, fornecem imagens tridimensionais de alta resolução e acuidade, permitindo a avaliação qualitativa e quantitativa de parâmetros bidimensionais (área, perímetro, circularidade, diâmetros maior e menor, centroides, porosidade) e tridimensionais (volume, área de superfície e SMI) da anatomia, do preparo biomecânico e da obturação, bem como de protocolos de retratamento do sistema de canais radiculares (COTTON et al., 2007a;

COTTON et al., 2007b; PARKINSON; SASOV, 2008; VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2011; DURACK; PATEL, 2012; VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2012; VERSIANI et al., 2013; LEONI et al., 2014; SOUZA-FLAMINI et al., 2014; ALVES et al., 2016; DE-DEUS et al., 2016; KELES et al., 2016; BRASIL et al., 2017; CELIKTEN et al., 2017; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2017; JARDINE et al., 2017; LEONI et al., 2017; ZUOLO et al., 2017; NEELAKANTAN et al., 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b VERSIANI et al., 2018), possibilitando, assim, a realização de estudos comparativos com resultados fidedignos.

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

Ainda em relação à metodologia desenvolvida, com o objetivo de simular as condições clínicas e a atenuação dos feixes de raios X nos tecidos moles e duros, os dentes foram posicionados em alvéolos artificiais criados em mandíbula humana macerada revestida com Mix-D, uma mistura de parafina, polietileno, óxido de magnésio e dióxido de titânio, para a simulação de tecido mole, previamente ao escaneamento tomográfico (BRAND; KUBA; BRAUNREITER, 1989; OENNING et al., 2018). A literatura demonstra que o uso de água pode ser eficaz como simulador de tecidos moles, tanto pela forma física como química, na formação de radicais livres (SOARES; NEIVA; SOARES, 2011; DE SIQUEIRA MELLARA et al., 2014; SANTIN et al., 2015; GONÇALVES et al., 2014; MARTINS et al., 2016; YAMIN et al., 2018; PAIOLA et al., 2018). Entretanto, torna-se difícil determinar o volume exato de água ao redor da amostra, bem como o contorno natural dos tecidos moles, principalmente quando amostras de diferentes tamanhos são escaneadas (BRAND; KUBA; BRAUNREITER, 1989; OLIVEIRA et al., 2014; PAUWELS et al., 2015; OENNING et al., 2018), o que pode alterar a qualidade dos exames obtidos devido às diferenças na atenuação, dispersão e no endurecimento do feixe (OENNING et al., 2018), interferindo na análise dos resultados.

Neste trabalho, o uso do Mix-D permitiu a aplicação em finas camadas e o controle do volume de material, em torno de 2 milímetros de espessura, correspondente à espessura do tecido gengival, bem como a delimitação exata das estruturas anatômicas avaliadas. Observou-se que o método usado foi capaz de reproduzir efeito semelhante na transmissão e absorção dos raios X nos tecidos moles, provavelmente porque o Mix-D possui número atômico (Z: 7,47) semelhante ao dos tecidos moles (Z: 7,33) (BRAND; KUBA; BRAUNREITER, 1989; OENNING et al., 2018). Outra vantagem do método é tratar-se de uma técnica relativamente prática e de fácil reproduzibilidade (ou exequível), contanto que as proporções químicas e os

protocolos de fusão e imersão sejam devidamente seguidos (LAMIRA, 2018; OENNING et al, 2018; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

Após a aquisição e reconstrução dos volumes tridimensionais, as imagens dos diferentes protocolos foram registradas. O registro sobrepõe todas as imagens dos diferentes protocolos, a fim de que se correspondam da região cervical à apical, nos três planos ortogonais (axial, sagital e coronal), permitindo a avaliação real e fidedigna, do mesmo ponto determinado em todas as reconstruções, para os diferentes protocolos e equipamentos, garantindo a acuidade do método de análise (MELO et al., 2013; PAUWELS et al., 2013; VASCONCELOS et al., 2015; LAMIRA, 2018; VASCONCELOS et al., 2018; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

A determinação da expressão dos artefatos neste estudo foi realizada através de uma análise quali-quantitativa por meio de escores, seguindo os parâmetros pré-estabelecidos na literatura (PAUWELS et al., 2013; PAUWELS et al., 2015a; PAUWELS et al., 2015b; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; RABELO et al., 2017; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2018; MAZZI-CHAVES et al., 2020). Destaca-se que neste estudo, três examinadores calibrados, sendo dois especialistas em Radiologia e um em Endodontia, com experiência em interpretação de imagens digitais tridimensionais, avaliaram as reconstruções axiais, sagitais e coronais de todos os volumes adquiridos em TCFC e microCT de forma independente, aleatória e randomizada. As avaliações foram realizadas em sala escura e livre de ruídos sonoros, com monitor de alta resolução, e contraste e nitidez ajustados a fim de permitir melhor visualização das imagens, o que possivelmente contribuiu para a obtenção de valores de concordância mais consistentes em comparação com estudos que mostram valores mais baixos de concordância inter e intra-examinador para este tipo de análise (HASSAN et al., 2009; HASSAN et al., 2012; VASCONCELOS et al., 2015; ELSALTANI et al., 2016; RABELO et al., 2017; FOX et al., 2018; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2018; LAMIRA, 2018).

As avaliações subjetivas são classificações dadas por examinadores, com base em seu julgamento sobre a qualidade da imagem, e que apesar de ser uma tarefa desafiadora e de difícil padronização (PAUWELS et al., 2013; RABELO et al., 2017; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018), tem sido amplamente utilizada na avaliação das imagens obtidas nas diferentes modalidades de diagnóstico (PAUWELS et al., 2013; PAUWELS et al., 2015; VANSCONCELOS et al., 2015; CHOW et al., 2016; HELVACIOGLU-YIGIT et al., 2016; HUANG et al., 2017; RABELO et al., 2017; QUEIROZ et al., 2017; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2018; LAMIRA, 2018; OENNING et al., 2018; QUEIROZ et al., 2018).

Apesar de ser subjetiva, quando realizada por examinadores especialistas e calibrados garantem a fidedignidade dos resultados, além da vantagem de velocidade na interpretação e detecção dos parâmetros avaliados, uma vez que maiores quantidades de informação podem ser reconhecidas mais rapidamente, enquanto que o examinador inexperiente e não calibrado baseia-se apenas na visualização da imagem, sem ter um feedback cognitivo prévio em relação ao objeto em análise (RABELO et al., 2017; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2018). Além disso, examinadores experientes gastam menos tempo

olhando para recursos de imagens específicos e têm movimentos oculares mais rápidos e menos intensos, bem como fazem uso da visão periférica no processo de busca em toda a imagem (HELVACIOGLU-YIGIT et al., 2016; RABELO et al., 2017; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2017).

Ao comparar a expressão dos diferentes tipos de artefatos metálicos, caracterizados pela formação de estrias escuras, áreas hipodensas e distorção, causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X, os resultados do presente estudo evidenciaram que a formação de artefatos se deu principalmente em função da presença das medicações intracanais e das diferenças entre os protocolos de aquisição e reconstrução realizados em TCFC e microCT.

As composições químicas dos materiais de alta densidade, como a guta percha, cimentos endodônticos e medicações intracanais, influenciam diretamente na formação de variados tipos de artefatos de imagens causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X, devido à adição de partículas radiopacificadoras em sua formulação (ANSI/ADA, 2000; ISO, 2012; MANIGLIA-FERREIRA et al., 2005; SCHULZE et al., 2011; DECÚRCIO et al., 2012; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; HELVACIOGLU-YIGIT et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; CODARI et al., 2017; PETRY et al., 2017; DOYLE et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; PAUWELS, 2018; SCARFE; FARMAN, 2018).

As especificações nº 57 da ANSI/ADA e 6876 da ISO para materiais intracanais (medicações e cimentos obturadores), levando em consideração a necessidade de distinguir, nas radiografias periapicais, a presença de material obturador, tecidos dentais e periapicais adjacentes, estabelece que os materiais endodônticos devem apresentar níveis de radiopacidade acima de 3 milímetros correspondente à escada de alumínio (ANSI/ADA, 2000; ISO, 2012; MANIGLIA-FERREIRA et al., 2005; SCHULZE et al., 2011; DECÚRCIO et al., 2012; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; HELVACIOGLU-YIGIT et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; CODARI et al., 2017; PETRY et al., 2017; DOYLE et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; PAUWELS, 2018; SCARFE; FARMAN, 2018). É importante observar que as normas propostas não estabelecem parâmetros para o valor máximo de radiopacidade, que varia de 9 a 15mm, o que contribui para a não padronização do tipo e concentração dos agentes radiopacificadores utilizados, sendo que algumas formulações apresentam quantidades excessivas de radiopacificadores, em torno de três a quatro vezes superior ao pré-estabelecido (GURGEL-FILHO et al., 2003; MANIGLIA-FERREIRA et al., 2005; PETRY et al., 2017; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018).

Os principais agentes radiopacificadores presentes na composição química das medicações intracanais avaliadas no presente estudo, incluem o óxido de zinco (ZnO ; $Z=30$), sulfato de bário ($BaSO_4$; $Z=56$), óxido de bismuto (Bi_2O_3 ; $Z=83$), óxido de zircônio (ZrO_2 ; $Z=40$) e tungstato de cálcio ($CaWO_4$; $Z=74$) (GURGEL-FILHO et al., 2003; MANIGLIA-FERREIRA et al., 2005; PETRY et al., 2017; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018). A presença desses materiais de alta densidade e elevado número atômico leva à maior absorção de fôtons de baixa energia emitidos pela fonte de raios X polienergética (BRITO-JUNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al.,

2015; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; LAMIRA, 2018). Destaca-se que o bário e o bismuto, por apresentarem elevado número atômico, possuem maiores picos de absorção na camada K (37,4 KeV), absorvendo os feixes de raios X mais rapidamente comparados ao zircônio, o que confere alta radiopacidade ao material (MARCIANO; MICHAILESCO, 1989; GURGEL-FILHO et al., 2003; MANIGLIA-FERREIRA et al., 2005; PETRY et al., 2017; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018). O pico de absorção K é a energia de ligação entre os elétrons mais internos da camada K, que orbitam o núcleo de um átomo.

Dessa forma, à medida que a energia do feixe de raios X incidente se aproxima da energia de ligação de um elétron da camada K, presente na medicação intracanal, este é preferencialmente absorvido pelo efeito fotoelétrico, aumento sua energia, e a transmissão do fóton incidente diminui (CURRY; DOWDEY; MURRAY, 1984; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018). Assim, conforme os valores de absorção K aumentam, o número de fótons transmitidos diminui (CURRY; DOWDEY; MURRAY, 1984; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018). Os aparelhos de TCFC que operam com valores de kVp mais baixos (60 – 80), levam ao aumento da intensidade no endurecimento dos feixes e, consequentemente, à maior expressão de artefatos (estrias escuras, áreas hipodensas e distorção) provenientes da medicação intracanal (SCHULZE et al., 2011; DECÚRCIO et al., 2012; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; DOYLE et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; PAUWELS et al., 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b) como observado nos resultados deste trabalho para os TCFCs avaliados.

Quando avaliados os artefatos produzidos nos protocolos em TCFC, observam-se diferenças entre os equipamentos, sendo que os protocolos de aquisição selecionados no tomógrafo OP 300 (de alta ou baixa resolução) apresentaram a menor expressão de artefatos, bem como as melhores concordâncias inter e intra-examinadores e, consequentemente, maior possibilidade de uso das imagens para diagnóstico clínico em Endodontia, quando comparado aos protocolos realizados no Eagle X3D.

Todos os TCFCs avaliados apresentaram o mesmo tipo de detector, flat panel detector, que na teoria propõe eliminar a necessidade de processos específicos de compensação para correção de discrepâncias e erros antes da reconstrução dos volumes obtidos e, ainda produzir diferenciação das escalas de cinza de forma precisa, melhorando o contraste e relação sinal/ruído e, reduzindo a quantidade de artefatos produzidos (BARRET; KEAT, 2004; SCARFE; FARMAN, 2008; SCHULZE et al., 2010; SCHULZE et al., 2011; METSKA et al., 2012; ESMAEILI et al., 2013; PAUWELS et al., 2013; PATEL et al., 2015; SUOMALAIMEN et al., 2015; TANG et al., 2018). Entretanto, este fator parece não ter influenciado, uma vez que os resultados observados não foram lineares.

De modo geral, no presente estudo, observou-se maior produção de artefatos nas reconstruções axiais, independente do protocolo ou equipamento utilizado. Segundo BECHARA et al. (2013), LAMIRA (2018), WANDERLEY et al. (2018), MAZZI-CHAVES et al. (2020), LAMIRA et al. (2022), os artefatos em estrias são mais

proeminentes nas reconstruções axiais, que corresponde ao plano de projeção dos feixes de raios X, devido à relação do objeto e a incidência do feixe.

Os resultados obtidos no presente estudo sugerem que a menor geração de estrias escuras, áreas hipodensas e distorção encontrada nos protocolos de aquisição realizados no OP 300 se devem à associação entre fatores como: menor tamanho de voxel, maior número de projeções bidimensionais adquiridas e rotação de 360°, principalmente no protocolo de alta resolução. Ainda, particularmente para as aquisições realizadas em alta resolução, a alta kVp também pode ter influenciado. Esses resultados corroboram com a literatura que tem demonstrado que a utilização de elevada kVp, associada a voxels isotrópicos reduzidos, e à rotação do conjunto fonte-detector em 360°, propicia a produção de maior quantidade de imagens bases, fornecendo maior número de informações para o processo de reconstrução, bem como maior resolução espacial e contraste, além de aumentar a relação sinal-ruído e a suavização das imagens, que acarretarão na redução da expressão dos artefatos metálicos (DRAENERT et al., 2007; PATEL et al., 2007a; PATEL et al., 2007b; LOFTHAG-HANSEN, 2010; RAZAVI et al., 2010; SCHULZE et al., 2011; DECÚRCIO et al., 2012; METSKA et al., 2012; PATEL et al., 2012; AHLOWALIA et al., 2013; BECHARA et al., 2013; ESMAEILI et al., 2013; NEMTOI et al., 2013; PAUWELS et al., 2013; NEVES et al., 2014; IIKUBO et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2017; CODARI et al., 2017; EZELDEEN et al., 2017; ESTRELA et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; FREITAS; VASCONCELOS; NOUJEIM, 2018; LAMIRA, 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

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

Por outro lado, o pior desempenho em relação à geração de artefatos metálicos foi observado nos protocolos realizados no equipamento Eagle X3D. Pode-se sugerir que a maior expressão de estrias, áreas hipodensas e distorção pode ser explicada pelo baixo valor de kVp, o que corrobora com outros trabalhos em que os parâmetros de aquisição selecionados influenciaram no número de projeções bidimensionais com menor volume de informações para a reconstrução e, na razão sinal-ruído, levando à maior expressão de artefatos e distorção linear (ESMAEILI et al., 2012; HUNTER; MCDAVID, 2012; KOCASARAC et al., 2016; CODARI et al., 2017; FAKHAR et al., 2017). Ainda, este equipamento trabalha com diferentes picos de tensão e/ou voltagem, emitindo diferentes energias de feixes ativos, e que na presença de materiais de alta densidade, pode ter sido absorvida de diferentes formas pelo objeto em análise, o que também pode ter contribuído para a obtenção destes resultados (CODARI et al., 2017). Ainda, apesar de apresentarem valores de kVp diferentes considerando os protocolos de alta e baixa resolução, este parâmetro

parece não ter influenciado neste equipamento, uma vez que não houve diferenças estatísticas entre os dois protocolos.

Ainda, no presente estudo, a presença de tecidos de diferentes densidades dentro de um mesmo FOV (estruturas ósseas e dentárias da mandíbula e Mix-D) levou à maior atenuação dos feixes de raios X, bem como pode ter alterado o padrão de ruído e a escala dos tons de cinza (OLIVEIRA et al., 2014; PAUWELS et al., 2015; OENNING et al., 2018), gerando mais artefatos nos protocolos de TCFC, comparados aos protocolos realizados em microCT, nos quais o volume adquirido levou em consideração apenas o dente de forma isolada.

Apesar das particularidades de cada equipamento de TCFC, existem ainda diferenças entre os algoritmos de reconstrução utilizados para cada um após a aquisição das imagens, o que influencia diretamente na maior ou menor quantidade de artefatos produzidos (SCHULZE et al., 2011; DECÚRCIO et al., 2012; ESMAEILI et al., 2013; PAUWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; KOCASARAC et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2017; ESTRELA et al., 2018; FAKHAR et al., 2018; FONTENELE et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; FREITAS et al., 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; TANG et al., 2018; VASCONCELOS et al., 2018). Entretanto, tais informações são mantidas em sigilo por parte dos fabricantes, dificultando ao nosso entendimento como, e se cada equipamento realiza alguma sequência lógica para reduzir os artefatos durante a reconstrução, e se os resultados obtidos após este processo são mais estéticos do que reais (FAKHAR et al., 2018; FONTENELE et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; FREITAS et al., 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; TANG et al., 2018; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

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

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

QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; VERSIANI et al., 2018;), bem como a utilização de filtro de 0,5 milímetro de alumínio (Al) para o microCT. A possibilidade de uso de filtros de diferentes materiais, como cobre (Cu) e alumínio (Al), endurecem o espectro de raios X, removendo os feixes de baixa energia e, consequentemente, aumentando a energia média do feixe que atinge o objeto, reduzindo de forma significativa a ocorrência dos artefatos. Entretanto, o uso de filtros deve ser feito com cautela pois, dependendo da espessura e do material utilizado, podem alterar a qualidade da imagem em termos de contraste e ruído (KOVACS et al., 2009; MEGANCK et al., 2009; BRITO-JÚNIOR et al., 2012; HAMBA et al., 2012; CELIKTEN et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2017; HUANG et al., 2017; FOX; BASRANI; LAM, 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; VERSIANI et al., 2018; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

Ainda, o maior número de projeções bidimensionais ou imagens base obtidas nos protocolos de microCT comparado aos TCFCs, contribuiu diretamente para a maior resolução e qualidade da imagem, fornecendo maior quantidade de informação sobre o objeto em análise, que serviu de base para a reconstrução do volume escaneado (KOVACS et al., 2009; MEGANCK et al., 2009; SCHULZE et al., 2011; ZOU et al., 2011; ZHU et al., 2013; HUANG et al., 2017; FONTENELE et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; VERSIANI et al., 2018). Entretanto, vale ressaltar que quanto maior o número de imagens base, maior será o tempo de escaneamento, processamento e reconstrução, podendo levar à produção de artefatos de movimento, sendo necessário muitas vezes a realização de um novo exame (KOVACS et al., 2009; BECHARA et al., 2013a; BECHARA et al., 2013b; SPIN-NETO et al., 2013; HUANG et al., 2017; FONTENELE et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; HAHN et al., 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; VERSIANI et al., 2018).

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

Os resultados obtidos no presente estudo evidenciam que a formação dos artefatos de imagens, produzidos pela radiação X polienergética quando da presença de material de alta densidade no interior dos canais radiculares, representado no presente estudo pelas medicações intracanais, é inerente aos processos de escaneamento e reconstrução, e que sua ocorrência degrada a qualidade da imagem e pode prejudicar a análise quali-quantitativa, bem como influenciar de forma negativa no processo de diagnóstico clínico em Endodontia (KRITHIKADATTA et al., 2010; LIANG et al., 2010; SCHULZE et al., 2011; COSTA et al., 2012; DECÚRCIO et al., 2012; PATEL et al., 2012; ESMAEILI et al., 2013; PAUWELS et al.,

2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; PATEL et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; KOCASARAC et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2017; CODARI et al., 2018; ESTRELA et al., 2018; FONTENELE et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; FREITAS et al., 2018; LAMIRA, 2018; PAUWELS et al., 2018; QUEIROZ et al., 2018; TANG et al., 2018; VASCONCELOS et al., 2018; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

Nesse sentido, pode-se inferir que a presença de estrias escuras, caracterizadas por linhas hipodensas, identificadas com maior frequência nas reconstruções axiais, pode simular e/ou mimetizar a presença de fraturas e trincas radiculares e, de variações anatômicas como canais laterais, acessórios, secundários e istmos, dificultando o diagnóstico, com interpretação errônea frente aos dados obtidos e muitas vezes levar a atitudes operatórias iatrogênicas por parte dos especialistas, durante o tratamento endodôntico. As áreas hipodensas, representadas por regiões escuras adjacentes ao material hiperdenso, sendo melhor visualizadas nas reconstruções sagitais e coronais, podem interferir no diagnóstico de espaços vazios e/ou da qualidade da obturação, de reabsorções interna e externa, e em casos de insucesso, sugerindo a necessidade retratamento endodôntico e/ou extração dental (SCHULZE et al., 2009; KRITHIKADATTA et al., 2010; LIANG et al., 2010; SCHULZE et al. 2011; COSTA et al., 2012; PATEL et al., 2012; ESMAEILI et al., 2013; NEMTOI et al., 2013; PASSONI, 2013; PAWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; NARDI et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2015; HELVACIOGLU-YIGIT et al., 2016; CODARI et al., 2017; ESTRELA et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; VASCONCELOS et al., 2018; VERSIANI et al., 2018; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

Já a distorção do material obturador, que alteram a conformação geométrica original dos objetos, devido à superestimação das dimensões de área e volume do material de alta densidade, pode sugerir a sub ou sobreobturação e o desgaste excessivo das paredes do canal radicular. Ainda, tais artefatos podem mimetizar a presença de instrumentos fraturados no interior dos canais radiculares, e estruturas anatômicas de interesse. Dessa forma, para a realização de diagnósticos e planos de tratamentos seguros, o exame clínico torna-se primordial e deve-se sempre ser associado aos exames de diagnóstico por imagem (KRITHIKADATTA et al., 2010; LIANG et al., 2010; SCHULZE et al., 2011; COSTA et al., 2012; DECÚRCIO et al., 2012; PATEL et al., 2012; ESMAEILI et al., 2013; NEMTOI et al., 2013; PAUWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; PATEL et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; KOCASARAC et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2017; CODARI et al., 2018; ESTRELA et al., 2018; FONTENELE et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; FREITAS et al., 2018; FREITAS; VASCONCELOS; NOUJEIM, 2018; LAMIRA, 2018; PAUWELS et al., 2018; QUEIROZ et al., 2018; TANG et al., 2018; VASCONCELOS et al., 2018; MAZZI-CHAVES et al., 2020).

Assim, considerando as indicações estabelecidas pela Associação Americana de Endodontia (2016) e pelas diretrizes europeias do uso das TCFC – SEDENTEXCT (2012) e, respeitando os princípios de ALADA, a indicação do uso clínico da TCFC no diagnóstico e avaliação da qualidade do tratamento endodôntico, bem como das indicações intra-operatórias, deve ser vista com cautela, uma vez que a presença de materiais de alta densidade, representado pelas medicações intracanais, leva a ocorrência dos artefatos de imagens durante os processos de

aquisição e reconstrução dos volumes tridimensionais (DRAENERT et al., 2007; ICRP, 2007; PATEL et al., 2007a; PATEL et al., 2007b; KRITHIKADATTA et al., 2010; LIANG et al., 2010; SCHULZE et al., 2011; COSTA et al., 2012; DECÚRCIO et al., 2012; SEDENTEXCT, 2012; PAUWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; ESKANDARLOU et al., 2014; TOZOGLU; CAKUR, 2014; PATEL et al., 2015; SUOMALAINEN et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2015; AAE, 2016; CELIKTEN et al., 2016; KOCASARAC et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; CODARI et al., 2017; VAÑÓ et al., 2017; ESTRELA et al., 2018; FOX et al., 2018; LAMIRA, 2018; PAUWELS, 2018; VASCONCELOS et al., 2018). Ainda, a menor expressão de estrias escuras, áreas hipodensas e distorção nos protocolos de aquisição realizados no OP 300, dentre os protocolos avaliados no presente estudo, permitem indicar a sua utilização diante da necessidade de diagnóstico clínico em Endodontia.

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 do diagnóstico e planejamento do tratamento endodôntico mais precisos considerando aspectos como a determinação dos parâmetros ideais de escaneamento para dentes com material de alta densidade no interior dos canais radiculares, sejam eles medicações intracanais ou materiais obturadores, levando à redução ou eliminação dos artefatos causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X, aumentando a qualidade e previsibilidade do diagnóstico e tratamento endodôntico. Além da tecnologia, é importante que o especialista se mantenha atualizado frente a esses avanços e, baseado nos critérios de ALADA, saiba quando indicar exames por TCFC, reconhecer suas limitações, bem como extrair da melhor forma possível as informações fornecidas nas diferentes reconstruções (axial, sagital e coronal), com menores riscos e danos aos pacientes.

6. CONCLUSÃO

Conclui-se que o uso da TCFC no diagnóstico e planejamento do tratamento endodôntico, após o uso de medicação intracanal, gera distorção do volume do material, levando à super ou subestimação das imagens avaliadas, bem como maior expressão de artefatos do tipo estrias escuras e áreas hipodensas.

7. REFERÊNCIAS

AAE/AAOMR – American Association of Endodontists, American Academy of Oral and Maxillofacial Radiography. AAE and AAOMR Joint Position Statement - Use of Cone Beam Computed Tomography in Endodontics. *Pa Dent J* (Harrisb), v. 78, n. 1, p. 37-39, 2016.

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

AMINOSHARIAE, A.; KULILD, J. C.; SYED, A. Cone-beam Computed Tomography

Compared with Intraoral Radiographic Lesions in Endodontic Outcome Studies: A Systematic Review. *J Endod*, v. 44, n. 1, p. 1626-1631, 2018.

BARRETT, J. F.; KEAT, N. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. *RadioGraphics*, v. 24, n.6, p. 1679–1691, 2004.

BEACHAM, J. T.; GEIST, J. R.; YU, Q.; HIMEL, V. T.; SABEY, K. A. Accuracy of Cone-beam Computed Tomographic Image Interpretation by Endodontists and Endodontic Residents. *J Endod*, v. 44, n. 4, p. 571–575, 2018.

BOSCHETTI, E.; SILVA-SOUSA, Y. T. C.; MAZZI-CHAVES, J. F.; LEONI, G. B.; VERSIANI, M. A.; PÉCORA, J. D.; SAQUY, P. C.; SOUSA NETO, M. D. de. Micro-CT Evaluation of Root and Canal Morphology of Mandibular First Premolars with Radicular Grooves. *Braz Dent J*, v. 28, n. 5, p. 597–603, 2017.

BRASIL, S. C.; MARCELIANO-ALVES, M. F.; MARQUES, M. L.; GRILLO, J. P.; LACERDA, M. F. L. S.; ALVES, F. R. F.; SIQUEIRA, J. F.; 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-JÚNIOR, M.; SANTOS, L. A. N.; FARIA-E-SILVA, A. L.; PEREIRA, R. D.; SOUSA-NETO, M. D. Ex vivo evaluation of artifacts mimicking fracture lines on cone-beam computed tomography produced by different root canal sealers. *Int Endod J*, v. 47, n. 1, p. 26–31, 2014.

BUENO, M. R.; ESTRELA, C. Incorporação da tomografia computadorizada de feixe cônico em pesquisas em odontologia. In: ESTRELA, C. Metodologia Científica – Ciência, Ensino, Pesquisa, 3^a edição, editora Artes Médicas, p. 667-684, 2018.

BUENO, M. R.; ESTRELA, C.; FIGUEIREDO, J. A. P.; AZEVEDO, B. C. Map-reading strategy to diagnose root perforations near metallic intracanal posts by using cone beam computed tomography. *J Endod*, v. 37, n. 1, p. 85-90, 2011.

CAMARGO, R. V.; MAZZI-CHAVES, J. F.; LEONI, G. B. et al. Quantitative Assessment of 2-dimensional Parameters in Tomographic Images by Using Different Segmentation Methods. *J Endod*, v. 46, n. 5, p. 694-699, 2020.

CELIKSEN, 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.

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*, 2017.

COSTA, C. C. A.; MOURA-NETTO, C.; KOUBIK, A. C. G. A.; MICHELOTTO, A. L. C. Aplicações clínicas da tomografia computadorizada cone beam na Endodontia. *Rev Inst Ciênc Saúde*, v. 27, n. 3, p. 279–86, 2009.

CROZETA, B. M.; SILVA-SOUSA, Y. T. C.; LEONI, G. B.; MAZZI-CHAVES, J. F.; FANTINATO, T.; BARATTO-FILHO, F.; SOUSA-NETO, M. D. Micro-Computed Tomography Study of Filling Material Removal from Oval-shaped Canals by Using Rotary, Reciprocating, and Adaptive Motion Systems. *J Endod*, v. 42, n. 5, p. 793-797, 2016.

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

DE-DEUS, G.; BELLADONNA, F. G.; MARINS, J. R.; SILVA, E. J. N. L.; NEVES, A. de A.; SOUZA, E. M.; MACHADO, A. de 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.

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.

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

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.

ESKANDARLOU, A.; POOROLAJAL, J.; TALAEIPOUR, A. R.; TALEBI, S.; TALAEIPOUR, M. Comparison between cone beam computed tomography and multislice computed tomography in diagnostic accuracy of maxillofacial fractures in dried human skull: an in vitro study. *Dent Traumatol*, v. 30, n. 2, p. 162-168, 2014.

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

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

ESTRELA, C.; NUNES, C. A.; GUEDES, O. A.; ALENCAR, A. H.; ESTRELA, C. R.; SILVA, R. G.; PÉCORA, 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.; PÉCORA, 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, 2015b.

FAYAD, M. I.; NAIR, M.; LEVIN, M. D.; BENAVIDES, E.; RUBINSTEIN, R. A.; BARGHAN, S.; HIRSCHBERG, C. S.; RUPRECHT, A. AAE and AAOMR Joint Position Statement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, v. 120, n. 4, p. 508–512, 2015.

FLEISS, J. L.; LEVIN, B.; PAIK, M. C. *Statistical methods for rates and proportions*. 3rd, John Wiley & Sons, 768 p, 2003.

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

FOX, A.; BASRANI, B.; LAM, E. W. N. The Performance of a Zirconium-based Root Filling Material with Artifact Reduction Properties in the Detection of Artificially Induced Root

Fractures Using Cone-beam Computed Tomographic Imaging. *J Endod*, v. 44, n. 5, p. 828–833, 2018.

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

HOLBERG, C.; STEINHÄUSER, S.; GEIS, P.; RUDZKI-JANSON, I. Cone-Beam Computed Tomography in Orthodontics: Benefits and Limitations. *J Orofac Orthop*, v. 66, n. 6, p. 434–444, 2005.

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

ICRP, International Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Ann ICRP*, v. 37, n. 2-4, p. 1-332, 2007.

IIKUBO, M.; OSANO, T.; SANO, T.; KATSUMATA, A.; ARIJI, E.; KOBAYASHI, K.; SASANO, T.; WAKOH, M.; SEKI, K.; KOJIMA, I.; SAKAMOTO, M. Root canal filling materials spread pattern mimicking root fractures in dental CBCT images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, v. 120, n. 4, p. 521-527, 2015.

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

KELEŞ, A.; ALÇIN, 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.

KELEŞ, A.; ARSLAN, H.; KAMALAK, A.; AKÇAY, M.; SOUSA-NETO, M. D.; VERSIANI, M. A. Removal of Filling Materials from Oval-shaped Canals Using Laser Irradiation: A Micro-computed Tomographic Study. *J Endod*, v. 41, n. 2, p. 219–224, 2015.

KLEIN, S.; STARING, M.; MURPHY, K.; VIERGEVER, M. A.; PLUIM, J. P. W. Elastix: a toolbox for intensity-based medical image registration. *IEEE Trans Med Imaging*, v. 29, n. 1, p. 196–205, 2010.

KOVÁCS, M.; DANYI, R.; ERDÉLYI, M.; FEJÉRDY, P.; DOBÓ-NAGY, C. Distortional effect of beam-hardening artefacts on microCT: a simulation study based on an in vitro caries model. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v. 108, n. 4, p. 591–599, 2009.

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

LEONI, G. B.; VERSIANI, M. A.; PÉCORA, J. D.; 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. B.; PÉCORA, 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.

LO GIUDICE, R.; NICITA, F.; PUDEIO, F.; ALIBRANDI, A.; CERVINO, G.; LIZIO, A. S.; PANTALEO, G. Accuracy of Periapical Radiography and CBCT in Endodontic Evaluation. *Int J Dent*, 2018. In press. doi: 10.1155/2018/2514243.

MAMEDE-NETO, I.; BORGES, A. H.; GUEDES, O. A.; DE OLIVEIRA, D.; PEDRO, F. L. M.; ESTRELA, C. Root Canal Transportation and Centering Ability of Nickel-Titanium Rotary Instruments in Mandibular Premolars Assessed Using Cone-Beam Computed Tomography. *Open Dent J*, v. 11, n. 1, p. 71–78, 2017.

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

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

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

MARTINS, J. N. R.; ORDINOLA-ZAPATA, R.; MARQUES, D.; FRANCISCO, H.; CARAMÊS, J. Differences in root canal system configuration in human permanent teeth within different age groups. *Int Endod J*, v. 51, n. 8, p. 931–941, 2018.

MAZZI-CHAVES, J. F.; VASCONCELOS, K. F.; PAUWELS, R.; JACOBS, R.; SOUSA-NETO, M. D. CBCT-based assessment of filled C-shaped canals: artefact expression of CBCT as opposed to microCT and nanoCT. *J Endod*. doi: 10.1016/j.joen.2020.07.010. *Online ahead of print*.

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. 1, n. 1, p. 7905–7908, 2015.

MONGUILHOTT CROZETA, B.; DAMIÃO DE SOUSA-NETO, M.; BIANCHI LEONI, G.; FRANCISCO MAZZI-CHAVES, J.; TEREZINHA CORRÊA SILVA-SOUSA, Y.; BARATTO-FILHO, F. A micro-computed tomography assessment of the efficacy of rotary and reciprocating techniques for filling material removal in root canal retreatment. *Clinical Oral Investigations*, v. 20, n. 8, 2016.

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

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

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

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

ORHAN, K.; VASCONCELOS, K. de F.; GAÊTA-ARAUJO, H. Artifacts in Micro-CT, p. 1-18, 2018. (in press).

PARKS, E. T. Computed tomography applications for dentistry. *Dent Clin North Am*, v. 44, n. 2, p. 371-394, 2000.

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

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

PATEL, S. Response to the letter entitled: "Cone beam computed tomography in Endodontics". *Int Endod J*, v. 49, n. 3, p. 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.; WHAITES, E.; PITT FORD, T. New Dimensions in Endodontic Imaging: Part 1. Conventional and Alternative Radiographic Systems. *Int Endod J*, v. 42, n. 6, p. 447-462, 2009a.

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. 502-504, 2014.

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

PATEL, S.; HORNER, K. The use of cone beam computed tomography in endodontics. *Int Endod J*, 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. *Int Endod J*, 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. *Med Phys*, v. 36, n. 1, p. 48-58, 2009b.

PATEL, V.; MORE, A.; HOFFMANN, K.; BEDNAREK, D.; RUDIN, S. Region-of-interest (ROI) cone-beam computed tomography (CBCT) using rotational digital subtraction angiography (DSA) acquisition. *Med Phys*, v. 34, n. 6, p. 2343-2343, 2007b.

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

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

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

- PAUWELS, R.; JACOBS, R.; BOGAERTS, R.; BOSMANS, H.; PANMEKIATE, S. Reduction of scatter-induced image noise in cone beam computed tomography: effect of field of view size and position. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, v. 121, n. 2, p. 188-195, 2016.
- PAUWELS, R.; SEYNAEVE, L.; HENRIQUES, J. C.; DE OLIVEIRA-SANTOS, C.; SOUZA, P. C.; WESTPHALEN, F. H.; RUBIRA-BULLEN, I. R.; RIBEIRO-ROTTA, R. F.; ROCKENBACH, M. I.; HAITER-NETO, F.; PITTA YAPAT, P.; BOSMANS, H.; BOGAERTS, R.; JACOBS, R. Optimization of dental CBCT exposures through mAs reduction. *Dentomaxillofac Radiol*, v. 44, n. 9, p. 20150108, 2015b.
- QUEIROZ, P. M.; ROVARIS, K.; GAÊTA-ARAUJO, H.; MARZOLA DE SOUZA BUENO, S.; FREITAS, D. Q.; GROPP, F. C.; HAITER-NETO, F. Influence of Artifact Reduction Tools in Micro-computed Tomography Images for Endodontic Research. *J Endod*, v. 43, n. 12, p. 2108-2111, 2017.
- QUEIROZ, P. M.; SANTAELLA, G. M.; CAPELOZZA, A. L. A.; ROSALEN, P. L.; FREITAS, D. Q.; HAITER-NETO, F. Zoom Reconstruction Tool: Evaluation of Image Quality and Influence on the Diagnosis of Root Fracture. *J Endod*, v. 44, n. 4, p. 621-625, 2018a.
- QUEIROZ, P. M.; SANTAELLA, G. M.; GROPP, F. C.; FREITAS, D. Q. Metal artifact production and reduction in CBCT with different numbers of basis images. *Imaging Sci Dent*, v. 48, n. 1, p. 41, 2018b.
- 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. 265-70, 2014.
- RODRÍGUEZ, G.; ABELLA, F.; DURÁN-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.
- SCARFE, W. C. In: SCARFE, W.C., ANGELOPOULOS, C. *Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography*, 1st ed, Springer, Capítulo 2, p. 13-41, 2018.
- SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dent Clin North Am*, v. 52, n. 4, p. 707-730, 2008.
- SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G.; SUKOVIC, P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc*, v. 72, n. 1, p. 75-80, 2006.
- SCARFE, W. C.; TOGHYANI, S.; AZEVEDO, B. Imaging of Benign Odontogenic Lesions. *Radiol Clin North Am*, v. 56, n. 1, p. 45-62, 2018.
- SCHULZE, R. K. W.; BERNDT, D.; D'HOEDT, B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clin Oral Implants Res*, v. 21, n. 1, p. 100-107, 2010.
- 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.; PÉCORA, 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. 442-50, 2015.
- 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.
- SOUSA-NETO, M. D.; SILVA-SOUSA, Y. C.; MAZZI-CHAVES, J. F.; CARVALHO, K. K. T.; BARBOSA, A. F. S.; VERSIANI, M. A.; JACOBS, R.; LEONI, G. B. Root canal preparation using micro-computed tomography analysis: a literature review. *Braz Oral Res*, v. 32, Suppl. 1, e:66, 2018.

SOUZA-FLAMINI, L. E.; LEONI, G. B.; CHAVES, J. F. M.; VERSIANI, M. A.; CRUZ-FILHO, A. M.; PÉCORA, 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, 2014.

SPIN-NETO, R.; GOTFREDSEN, E.; WENZEL, A. Impact of voxel size variation on CBCT-based diagnostic outcome in dentistry: a systematic review. *J Digit Imaging*, v. 26, n. 4, p. 813-820, 2013.

SPIN-NETO, R.; MUDRAK, J.; MATZEN, L.; CHRISTENSEN, J.; GOTFREDSEN, E.; WENZEL, A. Cone beam CT image artefacts related to head motion simulated by a robot skull: visual characteristics and impact on image quality. *Dentomaxillofac Radiol*, v. 42, n. 2, p. 32310645, 2013.

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.

TOLENTINO, E. S.; AMOROSO-SILVA, P. A.; ALCALDE, M. P.; HONÓRIO, H. M.; IWAKI, L. C. V.; RUBIRA-BULLEN, I. R. F.; HÚNGARO-DUARTE, M. A. Accuracy of High-Resolution Small-Volume Cone-Beam Computed Tomography in Detecting Complex Anatomy of the Apical Isthmi: Ex Vivo Analysis. *J Endod*, 2018. In press. doi: 10.1016/j.joen.2018.08.015.

TOZOĞLU, U.; CAKUR, B. Evaluation of the morphological changes in the mandible for dentate and totally edentate elderly population using cone-beam computed tomography. *Surg Radiol Anat*, v. 36, n. 7, p. 643-649, 2014.

TSIKLAKIS, K.; DONTA, C.; GAVALA, S.; KARAYANNI, K.; KAMENOPOULOU, V.; HOURDAKIS, C. J. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. *Eur J Radiol*, v. 56, n. 3, p. 413-417, 2005.

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

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

VENSKUTONIS, T.; DAUGELA, P.; STRAZDAS, M.; JUODZBALYS, G. Accuracy of Digital Radiography and Cone Beam Computed Tomography on Periapical Radiolucency Detection in Endodontically Treated Teeth. *J Oral Maxillofac Surg*, v. 5, n. 2, p. e1, 2014.

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

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, 2017.

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

VERSIANI, M. A.; ORDINOLA-ZAPATA, R.; KELEŞ, A.; ALCIN, H.; BRAMANTE, C. M.; PÉCORA, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. Middle mesial canals in mandibular first molars: A

- micro-CT study in different populations. *Arch Oral Biol*, v. 61, p. 130–137, 2016.
- VERSIANI, M. A.; PÉCORA, J. D.; DE SOUSA-NETO, M. D. Root and Root Canal Morphology of Four-rooted Maxillary Second Molars: A Micro-Computed Tomography Study. *J Endod*, v. 38, n. 7, p. 977–982, 2012.
- VERSIANI, M. A.; PÉCORA, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. Microcomputed tomography analysis of the root canal morphology of single-rooted mandibular canines. *Int Endod J*, v. 46, n. 9, p. 800–807, set. 2013.
- VERSIANI, M. A.; SILVA-SOUSA, Y. T. C.; LEONI, G. B.; LOPES, R. T.; SOUSA-NETO, M. D. Microtomografia aplicada à pesquisa odontológica. In: ESTRELA, C. *Metodologia Científica – Ciência, Ensino, Pesquisa*, 3^a edição, editora Artes Médicas, p. 637-666, 2018.
- VERSIANI, M. A.; SOUSA-NETO, M. D.; PÉCORA, J. D. Pulp Pathosis in Inlaid Teeth of the Ancient Mayas: A Microcomputed Tomography Study. *Int Endod J*, v. 44, n. 11, p. 1000–1004, 2011.
- 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.
- ZUOLO, M. L.; ZAIA, A. A.; BELLADONNA, F. G.; SILVA, E. J. N. L.; 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.

ANEXO

1. Declaração da Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto.



USP - FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO
PRETO DA USP - FORP/USP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Titulo da Pesquisa: Avaliação da expressão de artefatos de imagem gerados por diferentes medicações intracanais em tomografia computadorizada de feixe cônico e microtomografia computadorizada

Pesquisador: JARDEL FRANCISCO MAZZI CHAVES

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 44570921.7.0000.5419

Instituição Proponente: Universidade de São Paulo

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 4.646.787

Apresentação do Projeto:

Trata-se do Projeto: Avaliação da expressão de artefatos de imagem gerados por diferentes medicações intracanais em tomografia computadorizada de feixe cônico e microtomografia computadorizada, que tem por objetivo avaliar a expressão dos artefatos de imagens causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X nas imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico, com diferentes protocolos de escaneamento e reconstrução, tendo como padrão de referência as imagens de microtomografia computadorizada. Para o estudo serão selecionados 40 caninos superiores humanos que receberão preparo biomecânico dos canais radiculares e serão escaneados por microCT (SkyScan 1174) e por 2 diferentes aparelhos de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico: Eagle X3D e OrthoPantomograph OP 300. Os resultados serão avaliadas quali-quantitativamente em relação à presença de artefatos por dois examinadores calibrados.

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo do estudo será avaliar como os artefatos causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X se expressam nas imagens obtidas por tomografia computadorizada de feixe cônico (Eagle X3D e Intrumentarium OP 300) de caninos superiores humanos preenchidos com diferentes medicações intracanais, comparando diferentes protocolos de escaneamento e reconstrução, utilizando como padrão de referência a

Endereço: Avenida do Café s/nº - Bloco K, sala k-10
Bairro: Monte Alegre CEP: 14.040-904
UF: SP Município: RIBEIRÃO PRETO
Telefone: (16)3315-0493 Fax: (16)3315-4102 E-mail: cep@forp.usp.br



Continuação do Parecer: 4.646.787

microtomografia computadorizada (SkyScan microCT 1174).

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos mínimos.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa está bem apresentada, não há pacientes como participantes.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Adequados.

Recomendações:

Projeto aprovado

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto de pesquisa aprovado.

Considerações Finais a critério do CEP:

Projeto aprovado conforme deliberado na 246^a Reunião Ordinária do CEP/FORP de 08/04/2021.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJECTO_1712410.pdf	04/03/2021 15:11:13		Aceito
Folha de Rosto	folhaderostocep.pdf	04/03/2021 15:10:40	JARDEL FRANCISCO MAZZI	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	AUSENCIA_TCLE.docx	04/03/2021 11:01:09	JARDEL FRANCISCO MAZZI CHAVES	Aceito
Declaração de Pesquisadores	declaracao_pesquisadores.docx	04/03/2021 11:00:56	JARDEL FRANCISCO MAZZI	Aceito
Declaração de Manuseio Material Biológico / Biorepositorio / Biobanco	declaracao_biobanco_Jardel.pdf	04/03/2021 10:59:40	JARDEL FRANCISCO MAZZI CHAVES	Aceito
Orçamento	ORCAMENTO.docx	04/03/2021 10:57:02	JARDEL FRANCISCO MAZZI	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	aut_infra_revisada.docx	04/03/2021 10:52:55	JARDEL FRANCISCO MAZZI CHAVES	Aceito
Cronograma	Cronograma.docx	04/03/2021	JARDEL	Aceito

Endereço: Avenida do Café s/nº - Bloco K, sala k-10
Bairro: Monte Alegre CEP: 14.040-904
UF: SP Município: RIBEIRÃO PRETO
Telefone: (16)3315-0493 Fax: (16)3315-4102 E-mail: cep@forp.usp.br



USP - FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO
PRETO DA USP - FORP/USP



Continuação do Parecer: 4.846.767

Cronograma	Cronograma.docx	10:50:17	MAZZI CHAVES	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_IC.pdf	04/03/2021 10:50:03	JARDEL FRANCISCO MAZZI CHAVES	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

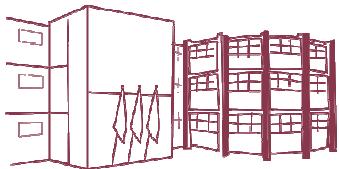
RIBEIRÃO PRETO, 13 de Abril de 2021

Assinado por:

Simone Cecilio Hallak Regalo
(Coordenador(a))

Endereço: Avenida do Café s/nº - Bloco K, sala k-10
Bairro: Monte Alegre CEP: 14.040-904
UF: SP Município: RIBEIRÃO PRETO
Telefone: (16)3315-0493 Fax: (16)3315-4102 E-mail: cep@fop.usp.br

Página 08 de 08



Folha de Informação

Em consonância com a Resolução CoCEx-CoG nº 7.497/2018, informamos que a Comissão de Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP/USP) em sua 531ª Reunião Ordinária, realizada em 03 de junho de 2024, **aprovou**, fundamentando-se na sugestão da Subcomissão para Avaliação dos Trabalhos de Conclusão de Curso (TCCs) da Unidade, **a inclusão deste trabalho na Biblioteca Digital de Trabalhos Acadêmicos da USP (BDTA)**.

Cumpre-nos destacar que a disponibilização deste trabalho na BDTA foi autorizada pelos autores (estudante e docente orientador), conforme menção constante no trabalho e documentação existente no Serviço de Graduação da FORP.

Ribeirão Preto, 03 de junho de 2024.

Prof. Dr. Michel Reis Messora
Presidente da Comissão de Graduação
FORP/USP