



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

MÔNICA MISAÉ ENDO

**Análise da redução de artefato de contraste do branco em
imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico com
materiais obturadores de canais radiculares**

Goiânia
2022

TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO (TECA) PARA DISPONIBILIZAR VERSÕES ELETRÔNICAS DE TESES

E DISSERTAÇÕES NA BIBLIOTECA DIGITAL DA UFG

Na qualidade de titular dos direitos de autor, autorizo a Universidade Federal de Goiás (UFG) a disponibilizar, gratuitamente, por meio da Biblioteca Digital de Teses e Dissertações (BDTD/UFG), regulamentada pela Resolução CEPEC nº 832/2007, sem ressarcimento dos direitos autorais, de acordo com a [Lei 9.610/98](#), o documento conforme permissões assinaladas abaixo, para fins de leitura, impressão e/ou download, a título de divulgação da produção científica brasileira, a partir desta data.

O conteúdo das Teses e Dissertações disponibilizado na BDTD/UFG é de responsabilidade exclusiva do autor. Ao encaminhar o produto final, o autor(a) e o(a) orientador(a) firmam o compromisso de que o trabalho não contém nenhuma violação de quaisquer direitos autorais ou outro direito de terceiros.

1. Identificação do material bibliográfico

Dissertação Tese

2. Nome completo do autor

Mônica Misaé Endo

3. Título do trabalho

Análise da redução de artefato de contraste do branco em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico com materiais obturadores de canais radiculares

4. Informações de acesso ao documento (este campo deve ser preenchido pelo orientador)

Concorda com a liberação total do documento SIM NÃO¹

[1] Neste caso o documento será embargado por até um ano a partir da data de defesa. Após esse período, a possível disponibilização ocorrerá apenas mediante:

a) consulta ao(à) autor(a) e ao(à) orientador(a);

b) novo Termo de Ciência e de Autorização (TECA) assinado e inserido no arquivo da tese ou dissertação. O documento não será disponibilizado durante o período de embargo.

Casos de embargo:

- Solicitação de registro de patente;
- Submissão de artigo em revista científica;
- Publicação como capítulo de livro;
- Publicação da dissertação/tese em livro.

Obs. Este termo deverá ser assinado no SEI pelo orientador e pelo autor.



Documento assinado eletronicamente por **MÔNICA MISAÉ ENDO**, **Discente**, em 01/06/2022, às 14:34, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Carlos Estrela, Professor do Magistério Superior**, em 06/06/2022, às 11:16, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **2923631** e o código CRC **1DF1C54D**.

Referência: Processo nº 23070.025066/2022-06

SEI nº 2923631

MÔNICA MISAÉ ENDO

**Análise da redução de artefato de contraste do branco em
imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico
com materiais obturadores de canais radiculares**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás (UFG), como requisito para obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de concentração em Clínica Odontológica.

Linha de pesquisa: Perspectiva em Odontologia Clínica

Orientador: Prof. Dr. Carlos Estrela

Goiânia

2022

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UFG.

Endo, Mônica Misae

Análise da redução de artefato de contraste do branco em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico com materiais obturadores de canais radiculares. [manuscrito] / Mônica Misae Endo. - 2022.

105 f.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Estrela.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Goiás, Faculdade de Odontologia (FO), Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Goiânia, 2022.

Bibliografia. Anexos. Apêndice.

Inclui siglas, fotografias, abreviaturas, símbolos, gráfico, tabelas, lista de figuras, lista de tabelas.

1. Artefato. 2. endodontia. 3. material obturador. 4. tomografia computadorizada de feixe cônico. 5. software. I. Estrela, Carlos, orient.
II. Título.

CDU 616.314



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

ATA DE DEFESA DE TESE

Ata Nº **48** da sessão de Defesa de Tese de **Mônica Misaé Endo** que confere o título de Doutora em **Odontologia**, na área de concentração em **Clínica Odontológica**.

Aos **vinte e três dias do mês de maio de dois mil e vinte e dois**, a partir das **14:30**, no **auditório da Faculdade de Odontologia**, realizou-se a sessão pública de Defesa de Tese intitulada “**Análise da redução de artefato de contraste do branco em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico com materiais obturadores de canais radiculares**”. Os trabalhos foram instalados pelo Orientador, Professor Doutor **Carlos Estrela (PPGO/UFG)** com a participação dos demais membros da Banca Examinadora: Professor Doutor **Daniel de Almeida Decurcio (PPGO/UFG)**, membro titular interno; Professor Doutor **Orlando Aguirre Guedes (PPGO/UFG)**, membro titular interno; Professora Doutora **Cristiane Martins Rodrigues Bernardes (PROACAD-UniEvangélica)**, membro titular externo; Professor Doutor **Hélder Fernandes de Oliveira (PPGO-UniEvangélica)**, membro titular externo. Durante a arguição os membros da banca **não fizeram** sugestão de alteração do título do **trabalho**. A Banca Examinadora reuniu-se em sessão secreta a fim de concluir o julgamento da Tese tendo sido a candidata **aprovada** pelos seus membros. Proclamados os resultados pelo Professor Doutor **Carlos Estrela**, Presidente da Banca Examinadora, foram encerrados os trabalhos e, para constar, lavrou-se a presente ata que é assinada pelos Membros da Banca Examinadora, aos **vinte e três dias do mês de maio de dois mil e vinte e dois**.

TÍTULO SUGERIDO PELA BANCA



Documento assinado eletronicamente por **Helder Fernandes de Oliveira, Usuário Externo**, em 24/05/2022, às 00:05, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Orlando Aguirre Guedes, Usuário Externo**, em 24/05/2022, às 07:59, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Daniel De Almeida Decurcio, Professor do Magistério Superior**, em 24/05/2022, às 11:13, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Carlos Estrela, Professor do Magistério Superior**, em 24/05/2022, às 15:21, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Brunno Santos De Freitas Silva**, **Coordenador de Pós-graduação**, em 06/06/2022, às 18:24, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **CRISTIANE MARTINS RODRIGUES BERNARDES**, **Usuário Externo**, em 07/06/2022, às 09:27, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **2923510** e o código CRC **2371BD1D**.

Referência: Processo nº 23070.025066/2022-06

SEI nº 2923510

Dedicatória

Dedico este trabalho à minha **família**,
Aos meus amados **pais**, de corações generosos, me ensinaram o verdadeiro sentido do amor e fizeram da arte de educar seus filhos uma missão de vida. Ao meu **esposo** e companheiro pelo apoio e momentos de alegria e aos meus filhos meu tesouro mais precioso, amo vocês até onde a alma alcança e muito obrigada pelo simples fato de vocês estarem presente na minha vida.

Ao **Professor Carlos Estrela**,
Meu orientador de grande expressão e referência da Endodontia mundial. Inteligência inexplicável, na verdade impressionante!
Admiro-o pelo seu talento, sabedoria, competência, dedicação e amor a docência. Maravilhoso e contagiante de se ver é o amor pela família, ensino, pesquisa e ciência.
O senhor sempre me ensina, obrigada por ser meu orientador.
Minha eterna gratidão!

Sonhar é preciso....

Sem sonhos,
as pedras do caminho tornam-se montanhas.
Os pequenos problemas são insuperáveis.
Os sonhos são bússolas do coração,
são projetos de vida.
Os sonhos resistem às mais
altas temperaturas dos problemas
e renovam a esperança.
Precisamos perseguir os nossos mais belos sonhos.

Augusto Cury

Agradecimentos

Primeiramente à **Deus**,

porque é tudo em minha vida, por me presentear com a vida, confiar a mim esse grande desafio, agraciar com forças para agir e vencer cada desafio desta caminhada.

Sem a sua presença nada disso seria possível.

Deus em minha vida é:

Meu Guia, nos momentos difíceis

Minha Luz, nas adversidades

Minha Força na luta diária.

Obrigada **Meu Deus**, por sempre escutar minhas orações, sempre me proteger e se fazer presente nos pequenos detalhes.

Deus que em sua infinita bondade concretizou meu grande sonho e permitiu chegar até aqui.

Obrigada por me presentear com **anjos** em minha vida.

Tudo que eu tenho em minha vida foi conquistado com **tua bênção**.

Obrigada, Senhor pelo aconchego da sua presença.

Obrigada, meu Deus por mais esta vitória!

Em especial ao meu orientador, professor Dr. **Carlos Estrela**,
Dizer muito obrigada é insuficiente para expressar tamanha alegria.
Gratidão por permitir a realização de um grande sonho!
Sonho esse, que um dia julguei ser impossível de ser conquistado.
Agradeço a oportunidade de vivenciar o privilégio de tê-lo como
orientador na pós-graduação.
Sou-lhe grata por participar da realização desse sonho.
Tenho muito orgulho de citá-lo como responsável pela minha formação profissional.
Orgulho de tê-lo como mestre. **Meu eterno Mestre.**

Aqui expresso meu profundo agradecimento pela orientação, amizade, pelo apoio,
disponibilidade, transmissão de conhecimentos científicos, como também de
experiência de vida.

Me ensinou valores além da sala de aula e da ciência.

O meu muito obrigada pelo crescimento pessoal e profissional,
confiança, generosidade e compreensão às minhas limitações.

Obrigada por acreditar, confiar em mim e por todo o zelo em minha pessoa.

O senhor e sua família sempre estarão presentes em minhas orações.

É fascinante, admirável o amor incondicional pela sua família, seu maior tesouro.

Deus abençoe o senhor e sua Família hoje e sempre!

Meu carinho e admiração especial pelo senhor.

Serei eternamente grata!

Gratidão pelo privilégio do seu convívio.

A toda **minha família**,

Que sempre esteve ao meu lado e torceu pelo meu sucesso.

Em especial aos **meus queridos pais**, por me ensinarem a viver com dignidade, gratidão pelo apoio incondicional durante toda minha vida, sem vocês eu não chegaria até aqui.

Iluminam meu caminho com afeto, dedicação, oração e muito amor.

Minha **mãe**, base de toda e qualquer conquista, exemplo de mãe, amor e dedicação.

Ao meu **pai**, exemplo de luta e honestidade.

O meu muito obrigada, por estarem sempre ao meu lado, meu porto seguro e alicerce em todos os momentos de minha vida. Amo muito vocês!

Ao **meu esposo**, meu companheiro e amigo,

Obrigada por fazer parte da minha vida e caminhar ao meu lado,

Obrigada pelo apoio em todos os projetos de vida. Amo você!

Agradeço aos **meus filhos**, minha razão de viver.

O meu muito obrigada, por estarem sempre ao meu lado.

Obrigada pelo carinho, amor, pelas orações, palavras de incentivo, apoio sempre e torcida pelo meu bem-estar e minha felicidade.

Minha eterna gratidão por iluminar meus dias, serem parte da minha vida e a minha motivação. Amo muito vocês!

À minha **irmã** pela cumplicidade, amizade e respeito.

Obrigada por compartilhar essa alegria. Amo você!

À minha **sogra**, pelos momentos de convivência, exemplo de perseverança e firmeza.

Obrigada por tudo o que você sempre fez e faz por mim. Amo você!

À minhas **primas e cunhada** que torceram pelo meu sucesso, obrigada pelo carinho em todos os momentos. São fundamentais na minha vida. Obrigada pela amizade sincera. Amo vocês!

Família é dom divino da união de pessoas que se amam!!

O que seria de mim sem vocês! Vocês são fundamentais na minha vida!

Ao Professor **Dr. Daniel de Almeida Decurcio,**

O meu muito obrigada pela solicitude e pelo carinho dispensado a minha pessoa.

Admiração e respeito, pelo exemplo de profissionalismo na docência.

Obrigada pela importante contribuição na minha formação, incentivo para o meu crescimento pessoal e pela oportunidade de conviver e aprender em sua companhia.

Que Deus abençoe você e sua família. Gratidão!

Ao professor **Dr. Julio Almeida Silva,**

O meu muito obrigada pela amizade, presteza e carinho dispensado a minha pessoa. Sua colaboração foi essencial, primordial nesse trabalho e sem seu auxílio, eu não teria chegado ao final desta etapa. O meu muito obrigada!

Admiração e respeito, pelo exemplo de profissionalismo na docência.

Obrigada pela importante contribuição na minha formação, incentivo para o meu crescimento pessoal, pela oportunidade de conviver e aprender em sua companhia.

Que Deus abençoe você e sua família. Gratidão!

Às professoras **Dra. Cyntia Rodrigues de A. Estrela, Dra. Ana Helena G. de Alencar e Dra. Patrícia Correia de Siqueira**

O meu muito obrigada pela amabilidade, carinho e amizade dispensada a minha pessoa. Admiração e respeito, pelo exemplo de profissionalismo na docência.

Obrigada pela importante contribuição na minha formação e incentivo para o meu crescimento pessoal. Evolui muito com os ensinamentos e humildade de vocês.

Que Deus abençoe vocês e suas famílias. Gratidão!

Aos professores **Dr. Hélder Fernandes Oliveira e Dr. Orlando Aguirre Guedes**

Gratidão pela amizade sincera, respeito, carinho e presteza para com a minha pessoa. O meu muito obrigada pelo precioso auxílio, apoio na elaboração deste trabalho. Sem o auxílio de vocês, eu não teria chegado ao final desta etapa.

São profissionais incríveis, evolui com os ensinamentos e humildade de vocês.

O meu muito obrigada pela sensibilidade na transmissão do conhecimento e pelo privilégio do convívio diário. Foram indispensáveis na minha formação.

Que Deus abençoe vocês e suas famílias. Gratidão!

Ao Professor Dr. Mike dos Reis Bueno,

Trabalho, criatividade e comprometimento, uma mente brilhante. Gratidão por oportunizar o software e-Vol DX. Que Deus abençoe você e sua família.

Ao amigo Dr. Vinícius Caixeta de Sousa

Você foi tudo e primordial no desenvolvimento deste trabalho.

Admiração pelo exemplo de profissional e pessoa, meu amigo de coração generoso.

Obrigada pela amizade sincera e disponibilidade.

Que Deus abençoe você e sua família. Gratidão!

Ao amigo Dr. Luiz Eduardo Gregoris Rabelo

Sua contribuição e competência foi essencial no desenvolvimento deste trabalho.

Admiração pelo exemplo de profissional, amigo prestativo e de bem com a vida.

Obrigada pela amizade sincera e disponibilidade.

Que Deus abençoe você e sua família. Gratidão!

Ao amigo Dr. Jussef Mamede Neto

Gratidão pela eterna e fiel amizade.

Admiração pelo exemplo de profissional e pessoa, amigo de alma boa.

Que Deus abençoe você e sua família. Gratidão!

Ao amigo Olavo Cesar Lyra Porto

Sua contribuição foi essencial no desenvolvimento deste trabalho.

Obrigada pela amizade e disponibilidade.

Que Deus abençoe você e sua família. Gratidão!

Aos colegas de Doutorado,

Pelo companheirismo nesses anos, que tornaram a convivência uma experiência prazerosa e inesquecível. De maneira especial ao meu amigo Mário pelo companheirismo nas idas e vindas para UFG e pela gentileza em colaborar com as imagens do trabalho e Marco Zaiden pela presteza e disponibilidade.

Que Deus abençoe vocês e suas famílias. Gratidão!

Aos amigos da Universidade Evangélica de Goiás (UniEvangélica)

Gratidão pela amizade, convívio diário, incentivo e companhia que se fizeram presentes em todos os momentos especiais que vivenciamos.

Vocês são importantes em minha vida. Uma grande família para mim.

Amo vocês! O melhor da vida é ter amigos como vocês!

À professora Dra. Cristiane Martins Rodrigues Bernardes

Gratidão pela oportunidade e apoio proporcionado ao longo de todos esses anos.

O seu comprometimento, dedicação ao trabalho em prol de nossa Instituição, é um exemplo, incentivo para que busquemos sempre o melhor. O meu muito obrigada pela sua amizade e incentivo a minha pessoa.

Que Deus abençoe você e sua família!

À equipe de Endodontia, Hélder, Orlando, Giulliano, Gilzele e Bruno

Gratidão pela amizade e convívio diário. Contem comigo sempre.

Vocês são um exemplo de trabalho em equipe.

Adoro todos vocês! O melhor da vida é ter amigos como vocês!

Ao **Professor Dr Carlo Ralph de Muis** pelo apoio e competência sua contribuição foi essencial para este trabalho. Deus abençoe você e sua família!

À **minha Instituição Universidade UniEvangélica**, pela grata oportunidade de concluir esse processo. Acredito que esse ponto de chegada consolida um tripé Institucional em Missão, Princípios e Valores.

Missão: promover com a excelência o conhecimento.

Princípios: crença em Jesus Cristo como o ponto central de tudo.

Valores: verdade, comunidade e equidade.

Ao **Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal de Goiás**, que me permitiu momentos de aprendizado, crescimento acadêmico, profissional e pessoal.

Aos **professores docentes do Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal de Goiás**, que transmitem seus conhecimentos para formação de novos mestres e doutores.

Ao **professor Dr. Brunno Santos de Freitas Silva coordenador do programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal de Goiás** que permitiu meu crescimento acadêmico e aprendizado. Admiração pelo exemplo de profissional, obrigada pela amizade sincera, disponibilidade e carinho com que sempre me trata.

Que Deus abençoe você e sua família. Gratidão!

Aos **funcionários da coordenação de pós-graduação da Faculdade Odontologia da Universidade Federal de Goiás** que estiveram sempre disponíveis para assessorar nas atividades. Em especial à **Clara de Assis do Patrocínio** pela sua amizade e apoio. Você é uma excelente pessoa e exímia profissional. Adoro você e obrigada por ser tão especial. Gratidão pelas pessoas abençoadas que Deus coloca no caminho. Deus abençoe você e sua família!

Obrigada, meu Deus!

Por abrilhantar minha história com uma família maravilhosa e amigos especiais.

Há duas formas para viver a sua vida:
Uma é acreditar que não existe milagre.
A outra é acreditar que todas as coisas são
um **milagre**.

Albert Einstein

RESUMO

Objetivo: O objetivo deste estudo foi avaliar o filtro de redução de artefato de contraste do branco de um novo *software* de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) em materiais obturadores do canal radicular. **Material e métodos:** Foram selecionados oitenta e quatro molares inferiores, preparados, obturados e distribuídos aleatoriamente em 4 grupos (n=21) correspondentes aos materiais obturadores: G1. Sealapex®; G2. AH Plus®; G3. Endofill®; G4. Bio C-sealer®. As raízes mesiovestibulares (MV) foram cortadas utilizando um micrótomo no sentido mesiodistal à 6mm do ápice radicular. Cinco marcações nas superfícies de cada amostra foram realizadas após o corte (1 no eixo “Z”, 2 no eixo “X” e 2 no eixo “Y”) para orientação durante as mensurações dos materiais obturadores e posterior sincronização das imagens em TCFC. A seguir às obturações dos canais radiculares e corte das raízes, as TCFC foram adquiridas usando o Prexion 3D Elite®. As mensurações das dimensões dos materiais obturadores foram obtidas nos sentidos mesiodistal e vestibulolingual utilizando um micrômetro digital associado ao microscópio operatório. As medições das imagens dos materiais obturadores dos canais radiculares das raízes mesiais foram realizadas com a ferramenta de medida linear do *software* e-Vol DX, configurada para medidas milésimas com o filtro *Blooming Artefact Reduction* (BAR 2). Os dados estatísticos foram avaliados com a análise de variância não-paramétrica de Van der Waerden, seguida pelo Teste de Tukey aplicado aos dados normalizados. As comparações foram realizadas em nível de significância $\alpha = 5\%$. **Resultados:** As medidas dos materiais obturadores usando o *software* e-Vol DX e o micrômetro digital não mostraram diferenças significativas entre si ($p > 0.05$). **Conclusão:** O uso do filtro BAR 2 do *software* e-Vol DX removeu a interferência do artefato de contraste do branco em imagens de TCFC com materiais obturadores de canais radiculares.

Palavras-Chave: Artefato, endodontia, material obturador, tomografia computadorizada de feixe cônico, *software*.

ABSTRACT

Objective: The aim of this study was to evaluate the white contrast artifact reduction filter of a new cone beam computed tomography software (CBCT) in root canal filling materials. **Material and methods:** Eighty-four mandibular molars were selected, prepared, filled and randomly distributed into 4 groups (n=21), corresponding to the filling materials: G1. Sealapex®; G2. AH Plus®; G3. Endofill®; G4. Bio C-sealer®. The mesiobuccal roots (MV) were cut mesiodistally using the microtome at 6mm from the root apex. Five markings on the surfaces of each sample were made after cutting (1 on the “Z” axis, 2 on the “X” axis and 2 on the “Y” axis) for guidance during measurements of the filling materials and subsequent synchronization of the CBCT images. Following root canal fillings and root cutting, CBCTs were acquired using the Prexion 3D Elite®. Measurements of the dimensions of the filling materials were obtained in the mesiodistal and buccolingual directions using a digital micrometer associated with the operating microscope. The image measurements of the root canals filling materials of the mesial roots were performed with the linear measurement tool of the e-Vol DX software, configured for millesimal measurements with the Blooming Artefact Reduction (BAR 2) filter. Statistical data were evaluated with Van der Waerden's non-parametric analysis of variance, followed by Tukey's test applied to normalized data. Comparisons were performed in a significance level $\alpha = 5\%$. **Results:** The measurements of the filling materials using the e-Vol DX software and the digital micrometer did not show significant differences between them ($p > 0.05$). **Conclusion:** The use of the BAR 2 filter of the e-Vol DX software removed the interference of white contrast artifact in CBCT images with root canal filling materials.

Key words: Artifact, endodontics, filling material, cone beam computed tomography, software.

LISTAS DE QUADROS, FIGURAS e TABELAS

Quadro 1. Distribuição dos grupos de acordo com os materiais obturadores utilizados para obturação dos canais mesiais.	31
Figura 1. Imagem de dentes fixados em base de dupla camada de cera utilidade	28
Figura 2 Imagem das amostras montadas fixadas com godiva e montadas em plataforma de acrílico.	33
Figura 3. A medida da raiz mesial a 6mm do ápice radicular empregando-se o paquímetro digital calibrado.	34
Figura 4A. Imagem do micrótomo Isomet e disco diamantado de dupla face.	35
Figura 4B. Micrótomo Isomet com disco dupla face posicionado em 6 mm do ápice radicular.	35
Figura 5. Disco diamantado inserido no micrótomo Isomet para realizar o corte das raízes no sentido mesiodistal a 6 mm do ápice radicular.	36
Figura 6A. Ápice radicular seccionada da raiz mesiovestibular.	37
Figura 6B. Ápice radicular seccionada da raiz mesiovestibular.	37
Figura 7A. Imagem com marcações referenciais na superfície da amostra no eixo X (sentido vestibulolingual), no eixo Y (sentido mesiodistal).	38
Figura 7B. Imagem com marcação na superfície da amostra no eixo Z (longo eixo da raiz).	38
Figura 8A. Imagem da porção radicular em base de dupla camada de cera utilidade, para realização de TCFC.	40
Figura 8B. Imagem do tomógrafo - PreXion 3D Elite 13 bits (PreXion Inc., San Mateo, CA, EUA) para realização de TCFC.	40
Figura 9. Imagem da raiz mesiovestibular seccionada e estabilizada em uma base de silicone de condensação.	42
Figura 10. Imagem da amostra dos 4 grupos estabilizadas em uma base de silicone de condensação.	43

Figura 11. Imagem axial da raiz mesiovestibular estabilizadas em uma base de silicone de condensação.	44
Figura 12. Imagem do elevador metálico.	46
Figura 13A. Imagem do micrômetro digital na plataforma nivelada.	47
Figura 13B. Imagem do micrômetro digital na plataforma nivelada e elevador metálico.	47
Figura 14(A, B). Imagem da superfície da amostra com ponta ativa do micrômetro digital posicionado no eixo X, em aumento de 25x.	48
Figura 15. Imagem da superfície da amostra com ponta ativa do micrômetro digital posicionado no eixo Y, em aumento de 25x.	49
Figura 16(A, B). Imagem axial da amostra com canal radicular preenchido com material obturador utilizando um filtro específico <i>BAR 2</i> do novo <i>software e-Vol DX</i> .	53
Figura 17(A, B). Imagem axial da amostra com canal radicular preenchido com material obturador utilizando um filtro específico <i>BAR 2</i> do novo <i>software e-Vol DX</i> .	54
Tabela 1. Medidas da dimensão do material obturador (Grupo 1).	56
Tabela 2. Medidas da dimensão do material obturador (Grupo 2).	57
Tabela 3. Medidas da dimensão do material obturador (Grupo 3).	58
Tabela 4. Medidas da dimensão do material obturador (Grupo 4).	59
Figura 18. Representação dos valores correspondentes às medidas dos diâmetros dos diferentes tipos de materiais obturadores em função dos instrumentos de medidas (micrômetro e o <i>software e-Vol DX</i>) e nos sentidos (vestibulolingual, mesiodistal).	61
Figura 19. Fluxograma	62

LISTA DE ABREVIATURAS / SIGLAS / SÍMBOLOS

BAR	<i>Blooming Artefact Reduction</i>
DICOM	<i>Digital Imaging Communications in Medicine</i>
FOV	Campo de visão (<i>Field of view</i>)
%	Porcentagem
n	Amostra
TCFC	Tomografia computadorizada de feixe cônico
3D	Três dimensões
2D	Duas dimensões
G	Grupo
G1	Grupo 1
G2	Grupo 2
G3	Grupo 3
G4	Grupo 4
CA	Califórnia
EUA	Estados Unidos da América
WA	Washington
GO	Goiás
PR	Paraná
RJ	Rio de Janeiro
Inmetro	Instituto nacional de metrologia, qualidade e tecnologia.
#	Número
mm	Milímetro
cm ²	Centímetro ao quadrado
µm	Micrômetro
mA	Miliamperagem
kVp	Kilovoltagem pico
rpm	Rotações por minuto
s	segundos
N	<i>Newton</i>
®	Marca registrada
EDTA	Ácido etilenodiamino-tetra-acético

OCR	Obturação do canal radicular
CMV	Canal mesiovestibular
MD	Mesiodistal
VL	Vestíbulolingual
BH	<i>Beam Hardening</i>
CAAE <i>et al</i>	Certificado de apresentação para apreciação ética e colaboradores
<i>p</i>	Nível de significância

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	21
2. OBJETIVOS	25
2.1. Objetivo Geral	25
2.2. Objetivos Específicos	25
3. MATERIAL E MÉTODO	26
3.1. Cálculo amostral	26
3.2. Obtenção da amostra	26
3.3. Obtenção das imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico	26
3.4. Preparo dos grupos experimentais	29
3.5. Obturação das raízes mesiais dos grupos experimentais	30
3.6. Corte da porção radicular no sentido mesiodistal após obturação	32
3.7. Aquisição das imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico após obturação	39
3.8. Estabilização da amostra em silicone de condensação	41
3.9. Mensuração das dimensões de materiais obturadores nas amostras	45
3.10. Mensuração das dimensões de materiais obturadores em imagens de tomografia computadorizada feixe cônico após obturação do canal radicular por meio do e-Vol DX	50
3.11. Análise estatística	55
4. RESULTADOS	60
5. FLUXOGRAMA	62
6. DISCUSSÃO	63
7. CONCLUSÃO	69
REFERÊNCIAS	71
ANEXO 1 – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA	78
APÊNDICE	80

1.INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) constitui um exame contemporâneo com potencial para aplicação nas diferentes áreas da odontologia, em especial na endodontia (MOZZO *et al.*, 1998; ARAI *et al.*, 1999; SCARFE *et al.*, 2006; ESTRELA *et al.*, 2008). Este exame por imagem é uma ferramenta que tem permitido a realização de avaliações da anatomia dos canais radiculares, presença/ausência de lesões periapicais e reabsorções radiculares, dentre inúmeras outras aplicações (ESTRELA *et al.*, 2008, 2009, 2018).

A navegação em diferentes planos sem interferência de sobreposições das estruturas anatômicas, possibilita informações de elevada qualidade (BUENO *et al.*, 2011, 2021; BUENO & ESTRELA, 2018; ESTRELA *et al.*, 2008 a,b; 2009, 2018, 2020). A quantidade de informações obtidas com o uso da tomografia computadorizada de feixe cônico tem auxiliado no diagnóstico, planejamento, e tomada de decisões clínicas de modo mais seguro (MOZZO *et al.*, 1998; SCARFE *et al.*, 2006; ESTRELA *et al.*, 2008; BUENO *et al.*, 2020). Embora a tomografia computadorizada de feixe cônico represente um exame com muitas vantagens, a presença de materiais de alta densidade, como estruturas dentárias sólidas ou metálicas, pode gerar artefatos que afetam a qualidade da imagem e pode induzir a erros de diagnóstico (ESTRELA *et al.*, 2011; SCHULZE *et al.*, 2011; BRITO-JUNIOR *et al.*, 2014; DEMIRTURK *et al.*, 2016; CELIKTEN *et al.*, 2017; BUENO *et al.*, 2018; OMAR *et al.*, 2018).

Artefatos representam distorções capazes de promover discrepâncias em tons de cinza da imagem reconstruída, reduzindo sua qualidade e, conseqüentemente, interferindo no processo de diagnóstico (BARRET & KEAT, 2004; ESTRELA *et al.*, 2011; SCHULZE *et al.*, 2011; BRITO-JUNIOR *et al.*, 2014;

DEMIRTURK *et al.*, 2016; CELIKTEN *et al.*, 2017, 2019; BUENO *et al.*, 2018; OMAR *et al.*, 2018). Quando o feixe de raio-x interage com um material denso, fótons de alta energia são pouco absorvidos, o que produz aumento da intensidade do feixe de raio-x, em função da grande quantidade de material que o feixe atravessa. Assim, o centro do objeto se torna mais duro em relação as suas bordas, devido à grande quantidade de material. Este fenômeno é denominado *beam hardening* (BARRET & KEAT, 2004) e pode gerar estrias escuras ou claras, halos hipodensos e distorção de volume do material. A presença de beam hardening pode ocultar iatrogenias, fraturas e trincas radiculares, canais adicionais e perfurações, em função da perda de detalhes, o que aumenta a dificuldade de interpretação na imagem (LIKUBO *et al.*, 2005; BUENO *et al.*, 2011; ESTRELA *et al.* 2011; BECHARA *et al.* 2012; DECURCIO *et al.* 2012; MELO *et al.*, 2013; BARBOSA *et al.*, 2015; VASCONCELOS *et al.*, 2015; RABELO *et al.*, 2017; OMAR *et al.*, 2018; ESTRELA *et al.* 2020).

A obturação do canal radicular é fundamental para o sucesso do tratamento endodôntico (ESTRELA *et al.*, 2014). A obturação é realizada com o emprego de materiais que apresentam radiopacidade capaz de permitir sua distinção com estruturas anatômicas (CELIKTEN *et al.*, 2017, 2019). Na avaliação da qualidade do tratamento endodôntico, a radiopacidade é um dos fatores considerados (CANDEIRO *et al.*, 2012; BORGES *et al.*, 2014; MIYASHITA *et al.*, 2021). O cimento obturador contém agentes radiopacificantes em sua composição (CELIKTEN *et al.*, 2017, 2019). Materiais obturadores com alta densidade promovem artefatos (distorção volumétrica, estrias, faixas escuras) em imagens de TCFC (DECURCIO *et al.*, 2012; VASCONCELOS *et al.*, 2015). Estudos prévios demonstraram que os artefatos causados por cimentos obturadores e cones de guta-percha aumentaram a dificuldade de interpretação do exame, e mimetizam e/ou promovem redução na

detecção das alterações nas estruturas dentárias quando presentes (SCHULZE, *et al.*, 2011; BRITO-JUNIOR *et al.*, 2014, BUENO *et al.* 2018; TANOMARU-FILHO *et al.*, 2007; OZER, S. Y., 2010; ESTRELA *et al.*, 2011, ESTRELA *et al.*, 2020; KHEDMAT *et al.*, 2012; HUNTER & MCDAVID., 2012; BECHARA *et al.*, 2013; JUNQUEIRA *et al.*, 2013; LONG *et al.*, 2014; VASCONCELOS *et al.*, 2015; CELIKTEN *et al.*, 2017, 2019; OZER *et al.*, 2010; DECURCIO *et al.*, 2012; SCHULZE, *et al.*, 2011; BRITO-JÚNIOR *et al.*, 2014).

A adoção de um campo de visão (Fields of View, FOV) pequeno, de voxel e kilovoltagem altas (kVp), baixo tempo de exposição e reduzida miliamperagem (mA), e a aplicação de algoritmos tem minimizado a ocorrência de artefatos, porém, até o momento, estes não foram completamente eliminados das imagens de TCFC (COTTON *et al.*, 2007; ESTRELA *et al.*, 2018, 2020). Bueno *et al.* (2019) desenvolveram um novo *software* de TCFC (e-Vol DX) que apresenta recursos capazes de fornecer imagens de elevada qualidade, a partir da redução do artefato de branco (BUENO *et al.*, 2018, 2019; ESTRELA *et al.*, 2020; GREGORIS RABELO *et al.*, 2021). Bueno *et al.* (2019) reportaram que o processo de captura de imagens define essencialmente sua qualidade final, portanto, para compreender o *software* e-Vol DX é primordial compreender o princípio da captura de imagens da câmera digital. Alguns filtros desenvolvidos para o e-Vol DX *Blooming artifact contrast* (BAR) foram ajustados aos princípios do formato RAW, que preserva a qualidade da imagem adquirida e potencialmente recupera áreas subexpostas ou superexpostas. Esses filtros melhoram a saturação, brilho de áreas específicas e previnem a perda da qualidade da imagem. O conhecimento técnico da fotografia digital e o fato da área livre de uma imagem ocupar quase metade do espaço do arquivo são

indicações de que a redução de luz ou área branca resulta em redução de artefato de contraste do branco.

Considerando a ausência de estudos sobre a redução de artefato associado à presença de cimentos obturadores e cones de guta-percha de canais radiculares em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico, o presente estudo buscou analisar a aplicação do *software* e-Vol DX de tomografia computadorizada de feixe cônico na mensuração de materiais obturadores do canal radicular.

2. OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Avaliar o filtro de redução de artefato de contraste do branco de um novo *software* de tomografia computadorizada de feixe cônico em materiais obturadores do canal radicular.

2.2 Objetivo específico

Comparar os diâmetros dos diferentes materiais obturadores usando micrômetro digital e o *software* e-Vol Dx de tomografia computadorizada de feixe cônico.

Analisar as mensurações das alterações das dimensões volumétricas dos cimentos Sealapex[®], AH Plus[®], Endofill[®] e Bio C-sealer[®] na técnica de condensação lateral de guta percha, usando micrômetro digital e as imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico em sentido mesiodistal.

3. MATERIAL E MÉTODO

3.1. Cálculo amostral

O tamanho da amostra foi calculado a partir de estudo prévio realizado por Rabelo *et al.* (2021) em que avaliaram a dimensão de pinos intrarradiculares em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) usando o *software* e-Vol DX. A um nível de significância de 5%, uma amostra mínima de 21 dentes por grupo seria necessária.

3.2. Obtenção da amostra

O presente estudo laboratorial foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Goiás e aprovado sob parecer número: CAAE: 06486919.000.5083 (Anexo 1).

Foram selecionados molares inferiores humanos, cedidos por pacientes adultos atendidos no serviço de Urgência da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás, tendo sido extraídos por diferentes razões clínicas. Os dentes foram imersos em hipoclorito de sódio a 5% (Fitofarma, Goiânia, GO, Brasil) por 30 minutos, para remoção de tecido orgânico remanescente, e armazenados em recipientes com timol a 0,2% (Fitofarma, Lt. 20442, Goiânia, GO, Brasil).

3.3. Obtenção das imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico

Os dentes foram fixados em base de dupla camada de cera utilidade (Lysanda, São Paulo, São Paulo, Brasil) de 7cm de diâmetro e posicionados com a face vestibular voltadas para o mesmo lado (Figura 1). Imagens de TCFC iniciais foram adquiridas em tomógrafo de alta resolução - PreXion 3D Elite 13 bits (PreXion

Inc., San Mateo, CA, EUA) de um centro de radiologia odontológica em Goiânia-GO (Unidade Radiodontológica de Goiânia Ltda., Goiânia, GO, Brasil).

O tomógrafo foi configurado para realização de uma imagem com voxel isotrópico de 0,146 mm em um F.O.V. de 81 mm de altura por 56 mm de diâmetro, durante uma exposição de 37 segundos (com 512 exposições por aquisição) com a tensão de tubo em 90 kVp, 16 bits, corrente em 4 mA, ponto focal de 0,20 x 0,20 mm e filtração total do feixe de radiação > 2,5 mm eq. Al.

Os critérios de inclusão, determinados por meio de imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico, abrangeram molares inferiores com presença de três canais, estrutura radicular hígida, rizogênese completa, sem história de tratamento endodôntico, dentes com curvatura suave ($r > 8$ mm) e curvatura moderada ($r > 4$ mm e $r < 8$ mm), e dentes com comprimento mínimo de 20 mm (ESTRELA *et al.*, 2008). Os critérios de exclusão foram dentes com canais radiculares obturados ou obliterados, presença de calcificações, presença de reabsorções radiculares internas ou externas, fraturas radiculares, rizogênese incompleta e alterações de desenvolvimento dentário. A amostra final do estudo era composta por 84 dentes.



Figura 1: Imagem de dentes fixados em base de dupla camada de camada de cera utilidade.

3.4. Preparo dos grupos experimentais

As amostras foram fixadas na mesma posição em uma prensa morsa de bancada, sendo todos os procedimentos realizados por um mesmo operador (especialista em endodontia com mais de 15 anos de experiência clínica). As aberturas coronárias foram realizadas com broca diamantada esférica 1014 (FG Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Suíça) e broca Endo Z (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Suíça), sob refrigeração e em alta rotação. A seguir, os canais da raiz mesial foram explorados e esvaziados com auxílio de limas de aço inoxidável tipo K-File #10 e #15 (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Suíça). O preparo do terço cervical foi realizado com SX do sistema Protaper Next[®] (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Suíça). O comprimento de trabalho foi determinado com auxílio de lima tipo K-File #15 (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Suíça), 1mm aquém do forame apical, a partir de sua visualização. O diâmetro anatômico dos dentes selecionados correspondeu aproximadamente a 150-200 micrômetros (diâmetro que corresponde a lima tipo K-file n. 15/20) penetrar e manter justa até o limite de trabalho.

As raízes mesiais dos molares inferiores foram preparadas usando sistema de níquel-titânio acionadas a motor, alargamento correspondente a 400 micrômetros, com os instrumentos do sistema Protaper Next[®] (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Suíça). A sequência utilizada foi o SX, X1, X2, X3 e X4 (#17, #25, #30 e #40), com conicidades variáveis de acordo com o fabricante, velocidade de 300 rpm e torque 2,5N/cm². Cada instrumento foi substituído após o preparo de 3 dentes.

Os canais radiculares foram irrigados com hipoclorito de sódio a 2,5% (Fitofarma, Lt. 20442, Goiânia, Goiás, Brasil) com seringa Ultradent 5mL e cânula de irrigação Navitip (Ultradent, South Jordan, UT) de diâmetro de 0,30mm a 2 mm do comprimento de trabalho. Durante o preparo do canal radicular foram utilizados

30 mL de solução irrigante para cada canal, com irrigação a cada troca de instrumento. Após o último instrumento ter alcançado o comprimento de trabalho em rotação livre, o preparo foi considerado finalizado. A patência foi verificada utilizando-se uma lima K #15 (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Suíça). A seguir, os canais radiculares foram secados com pontas de papel, e irrigados com 5 mL de EDTA 17%, o qual permaneceu por 3 minutos para remoção da camada de magma dentinário. Uma irrigação final foi feita com 5mL de água destilada e secos com cones de papel absorventes (Dentsply Maillefer, Sirona, Suíça).

3.5. Obturação das raízes mesiais dos grupos experimentais

Após o preparo, os dentes foram aleatoriamente distribuídos em 4 grupos (n=21), de acordo com o cimento obturador. Os cimentos endodônticos foram manipulados de acordo com as recomendações de seus respectivos fabricantes. A obturação dos canais foi realizada utilizando-se a técnica da condensação lateral ativa com Espaçador Digital Cônico de 25mm de aço inoxidável B - cor vermelha (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) e cones de guta-percha calibrada 40.04 (Dentsply Maillefer, Sirona, Suíça).

O cimento endodôntico utilizado nesse grupo 1 foi à base de hidróxido de cálcio, o Sealapex® (SybronKerr, Glendora, CA, Washington, EUA), grupo 2 AH PLUS® (Dentsply, Konstanz, Alemanha), grupo 3 Endofill® (Dentsply, Petrópolis RJ, Brazil), grupo 4 Bio C-sealer® (Angelus, Londrina, PR, Brazil), utilizando-se da técnica convencional de condensação lateral ativa, com ajuda do espaçador digital B (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), para abrir espaço para introdução dos cones acessórios. O cone principal utilizado foi a ponta de guta percha calibrada 40.04 (Dentsply Maillefer, Sirona, Suíça) e cones acessórios R 8 (Odous De Deus, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil).

Quadro 1. Distribuição dos grupos de acordo com os materiais obturadores utilizados para obturação dos canais mesiais.

Grupos/Cimentos n=84	Composições químicas	Fabricante
G1. Sealapex® n=21	Pasta base: óxido de cálcio, óxido de zinco, composto à base de sulfonamida e sílica. Pasta catalisadora: trióxido de bismuto, resina polimetilenometilsalicilato, dióxido de titânio, sílica, salicilato de isobutil e pigmentos.	SybronKerr, Washington EUA
G2. AH Plus® n=21	Pasta A: éter de bisfenol A, diglicidil, tungsteanato de cálcio, óxido de zircônio, aerosil e óxido de ferro. Pasta B: amina adamantana, n-dibenzil-5-oxanonano-diamina, tungsteanato de cálcio, óxido de zircônio e óleo de silicone.	Dentsply, Konstanz, Alemanha
G3. Endofill® n=21	Pó: Protóxido de zinco, Resina hidrogenada, Subcarbonato de bismuto, Sulfato de bário, Borato de sódio anidro Líquido: Eugenol e Óleo de amêndoas doces.	Dentsply, Petrópolis, RJ, Brazil
G4. Bio C-sealer® n=21	Silicatos de cálcio, aluminato de cálcio, óxido de cálcio, óxido de zircônio, óxido de ferro, dióxido de silício e agente de dispersão.	Angelus, Londrina, PR, Brazil

3.6. Corte da porção radicular no sentido mesiodistal após obturação

A seguir, as 84 espécies foram fixadas com godiva na plataforma em acrílico, para estabilizar e possibilitar o corte das raízes mesiais (Figura 2). A medida da raiz mesial foi realizada empregando-se paquímetro digital calibrado de 0,01 mm Fowler/Sylvac Ultra-Cal Mark IV Electronic Caliper[®] (Crissier, Switzerland) (Figura 3). O corte das raízes foi no sentido mesiodistal a 6 mm do ápice radicular, utilizando disco diamantado de dupla face 4" x 0,12 x 0,12 (Extec, Enfield, CT, EUA) (Figura 5), montado em micrótomo Isomet 1000[®] sob refrigeração com água, na velocidade de corte calibrada em 250 rpm (Figura 4A e B). O ápice radicular ficou seccionado da raiz mesiovestibular após o corte (Figura 6). Fora efetuado cinco marcações com broca Carbide FG 1/4 Kavo Burs[®] (Kavo Kerr, Joinville, SC, Brasil) nas superfícies de cada amostra (duas no eixo X- largura; duas no eixo Y- altura (Figura 7A) e uma no eixo Z- profundidade) (Figura 7B). Estas marcações serviram de referência para as mensurações realizadas no micrômetro digital 0-25 mm / 0,001mm (Mitutoyo, Suzano, SP, Brasil), validado pelo Inmetro.



Figura 2. Imagem das amostras fixadas com godiva e montadas em plataforma de acrílico.



Figura 3. A medida da raiz mesial a 6 mm do ápice radicular empregando- se o paquímetro digital calibrado.



A



B

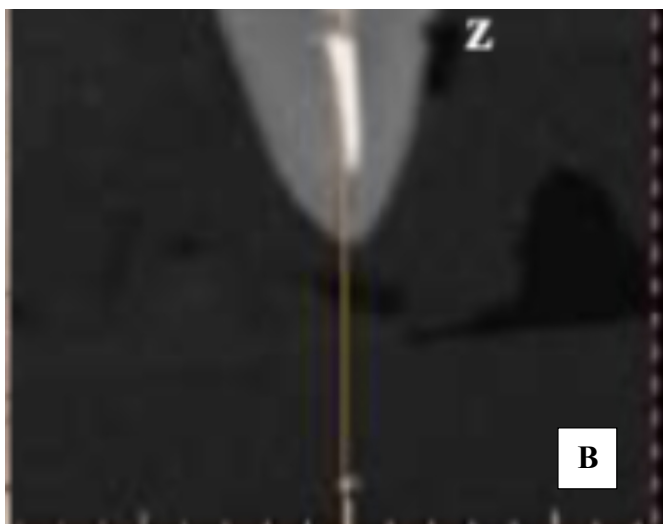
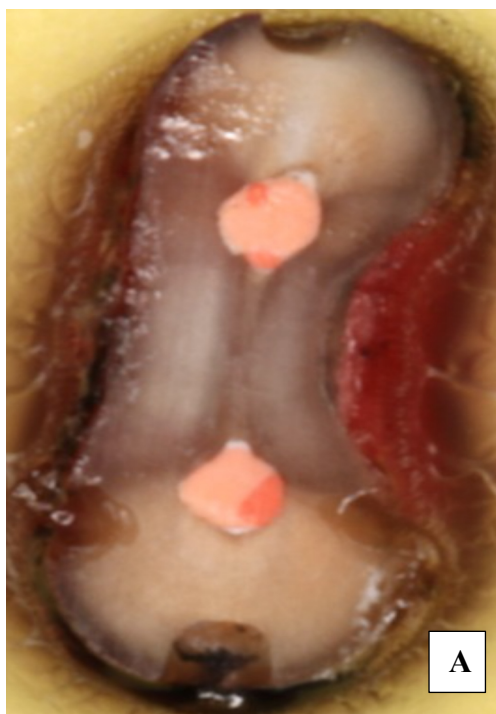
Figura 4. (A) Imagem do micrótomo Isomet e disco diamantado de dupla face; (B) Micrótomo Isomet com disco dupla face posicionado em 6 mm do ápice radicular.



Figura 5. Disco diamantado inserido no micrótomo Isomet para realizar o corte das raízes no sentido mesiodistal a 6 mm do ápice radicular.



Figura 6. (A) Corte do ápice radicular; (B) Ápice radicular seccionada da raiz mesiovestibular.

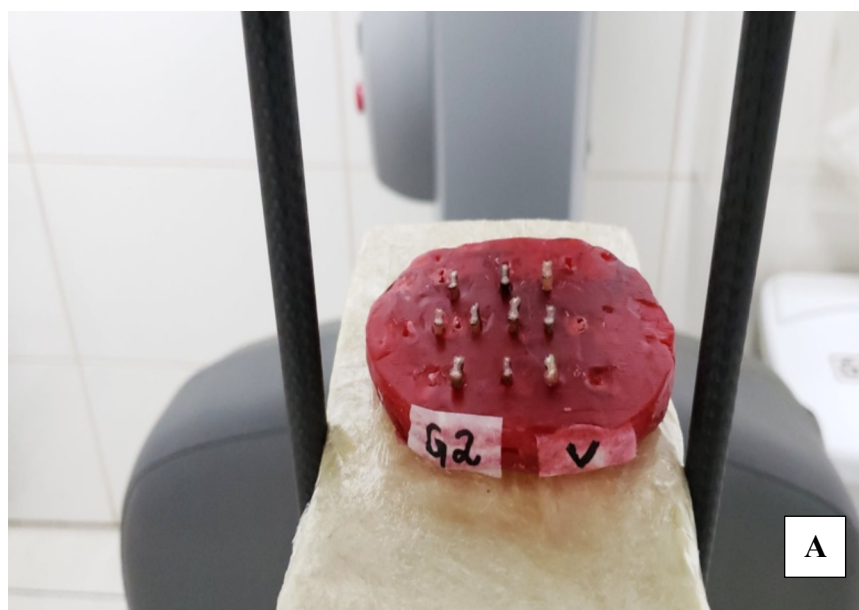


Figuras 7 (A) Imagem com marcações referenciais na superfície da amostra no eixo X (sentido vestibulolingual), eixo Y (sentido mesiodistal); (B) Imagem com marcação na superfície da amostra no eixo Z (longo eixo da raiz).

3.7. Aquisição das imagens de TCFC após obturação

A porção radicular de 6mm foi fixada em base de dupla camada de cera utilidade (Lysanda, São Paulo, São Paulo, Brasil) e posicionadas com a face vestibular voltadas para o mesmo lado (Figura 8A). Imagens de TCFC foram adquiridas em tomógrafo de alta resolução - PreXion 3D Elite 13 bits (PreXion Inc., San Mateo, CA, EUA) (Figura 8B) de um centro de radiologia odontológica em Goiânia-GO (Unidade Radiodontológica de Goiânia Ltda., Goiânia, GO, Brasil).

O tomógrafo foi configurado para a realização de uma imagem com voxel isotrópico de 0,100 mm em um FOV de 52,00 mm de altura e 56,00 mm de diâmetro, durante uma exposição de 33,5 segundos (com 512 exposições por aquisição) com ponto focal de 0,20 x 0,20 mm e com a tensão de tubo em 90 kVp, a corrente em 4 mA e com filtração total do feixe de radiação > 2.5 mm eq. Al.



Figuras 8 (A) Imagem da porção radicular em base de dupla camada de cera utilidade, para realização de tomografia computadorizada de feixe cônico; (B) Imagem do tomógrafo - PreXion 3D Elite 13 bits (PreXion Inc., San Mateo, CA, EUA) para realização de tomografia computadorizada de feixe cônico.

3.8. Estabilização da amostra em silicone de condensação

As amostras foram estabilizadas em silicone de condensação para laboratório Zetalabor[®] (Zhermack, Badia Polesine, RO, Itália) com a superfície axial posicionada paralela ao solo (Figuras 9-11).

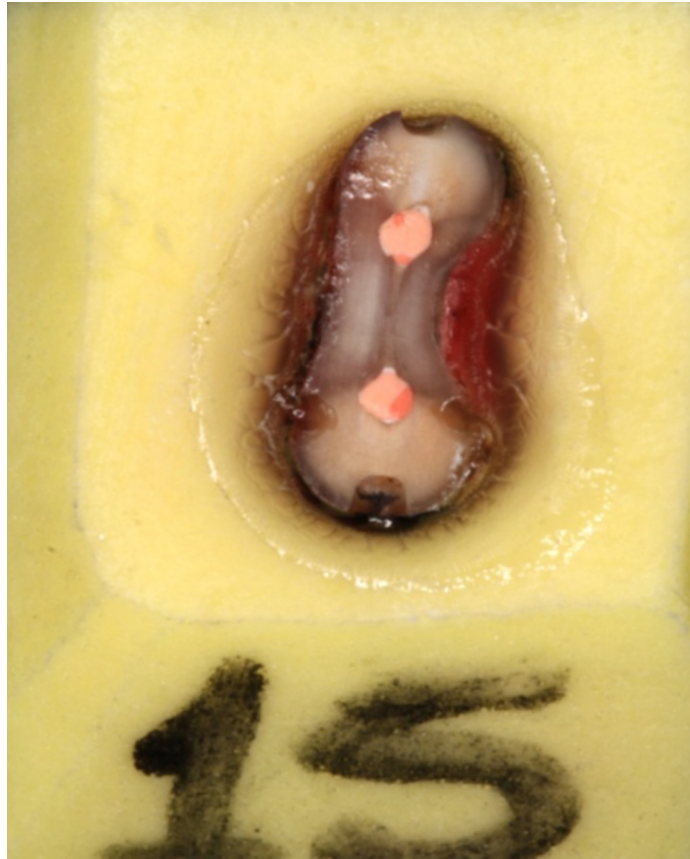


Figura 9. Imagem da raiz mesiovestibular seccionada e estabilizada em uma base de silicone de condensação.

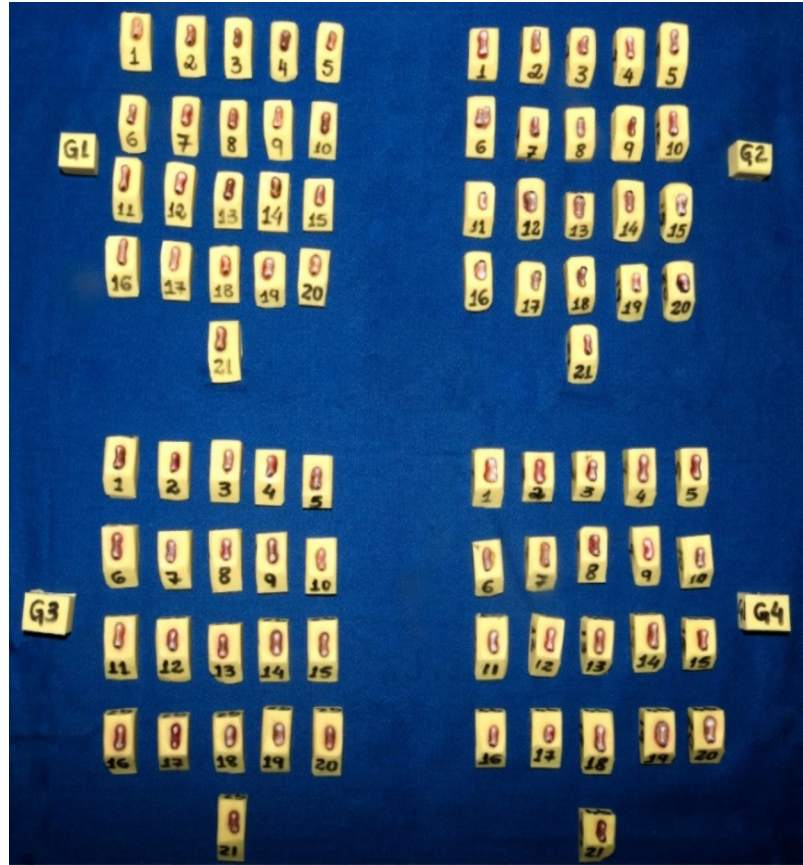


Figura 10. Imagem da amostra dos 4 grupos estabilizadas em uma base de silicone de condensação.



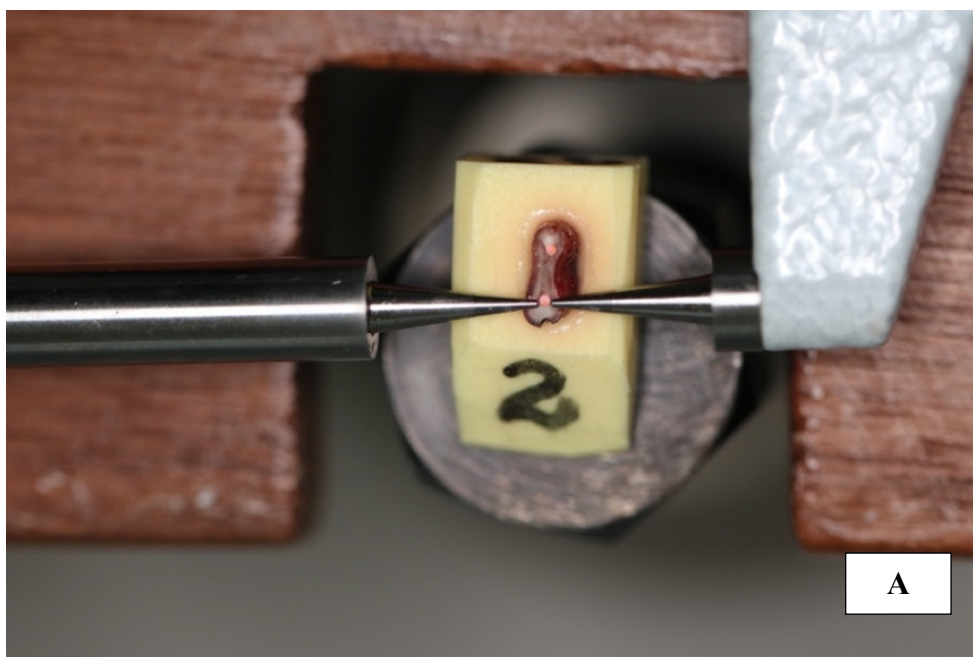
Figura 11. Imagem axial da raiz mesiovestibular estabilizadas em uma base de silicone de condensação.

3.9. Mensuração das dimensões de materiais obturadores nas amostras

As mensurações das dimensões do material obturador nas amostras foram realizadas utilizando micrômetro digital Mitutoyo[®], o qual foi estabilizado em uma plataforma pré-fabricada nivelada, elevada até a posição de medição por meio de um elevador metálico (Figura 12 e 13A e B). A ponta ativa do micrômetro digital, com 0,3 mm de diâmetro, foi posicionada tendo como referência as marcações vestibulolingual e mesiodistal utilizando microscópio operatório Alliance[®] (Alliance Microscopia, São Carlos, SP, Brasil) com aumento de 25 vezes (Figura 14A e B, 15). As medidas foram realizadas por 1 examinador, com mais de 15 anos de experiência em endodontia. Todas as medidas foram registradas na unidade milímetros, em escala milesimal e anotadas em planilhas do Excel para análise estatística.



Figura 12. Imagem do elevador metálico.



A



B

Figuras 13 (A) Imagem do micrômetro digital na plataforma nivelada;
(B) Imagem do micrômetro digital na plataforma nivelada e elevador metálico.

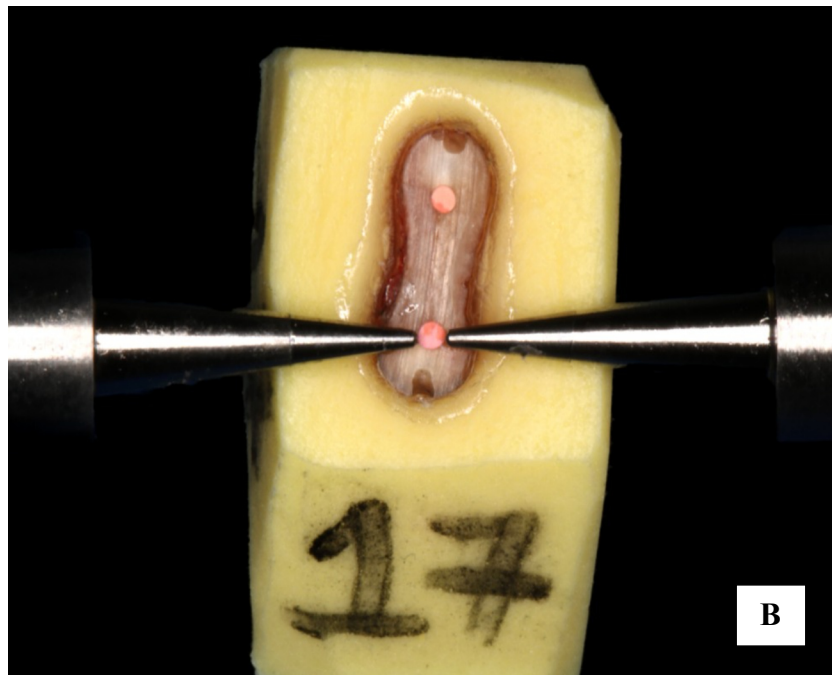
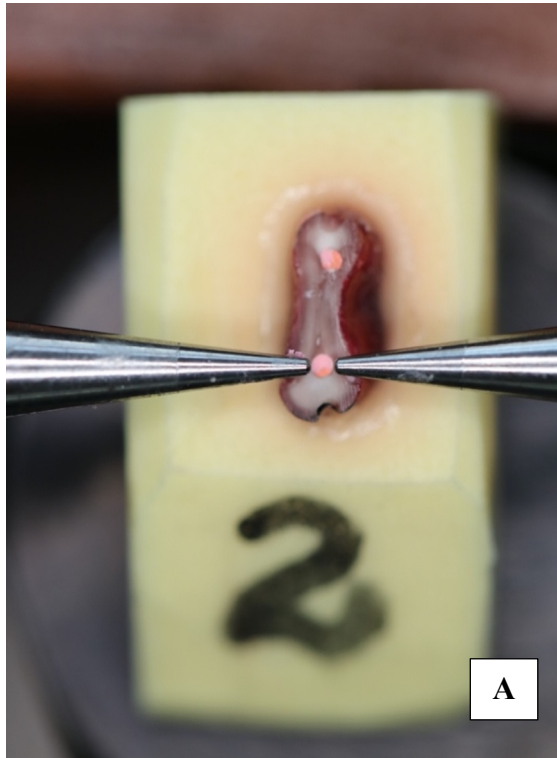


Figura 14 (A; B) Imagem da superfície da amostra com ponta ativa do micrômetro digital posicionado no eixo X, em aumento de 25x. Imagem da superfície da amostra com ponta ativa do micrômetro digital posicionado no eixo X, em aumento de 25x.



Figura 15. Imagem da superfície da amostra com ponta ativa do micrômetro digital posicionado no eixo Y, em aumento de 25x.

3.10. Mensuração das dimensões de materiais obturadores em imagens de TCFC, após obturação do canal radicular por meio do software e-Vol DX

As imagens foram adquiridas no formato DICOM utilizando o tomógrafo da clínica radiologia odontológica particular do Estado de Goiás. O PreXion 3D Elite 13 bits (PreXion Inc., San Mateo, CA, EUA) foi configurado para a realização de uma imagem com voxel isotrópico de 0,100 mm em um F.O.V. de 52 mm de altura por 56,00 mm de diâmetro, durante uma exposição de 33,5 segundos (com 512 exposições por aquisição) com a tensão de tubo em 90 kVp, corrente em 4 mA, com ponto focal de 0,20 x 0,20 mm e com filtração total do feixe de radiação > 2.5 mm eq. Al. As 21 amostras foram distribuídas e estabilizadas em bases distintas de silicone de condensação para laboratório Zetalabor[®] para posterior aquisição tomográfica. A medida da dimensão após a obturação dos canais radiculares em imagens de TCFC, os arquivos DICOM foram processados por meio do software e-Vol DX (CDT Software, São José dos Campos, SP, Brasil) instalado em uma estação de trabalho PC formatada com o Windows 10 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, EUA), utilizando um processador i7 - 8750, 4.1 GHz (Intel Corporation, Santa Clara, CA, EUA) e uma placa de vídeo NVIDIA GTX 1070 8GB (NVIDIA Corporation, Santa Clara, CA, EUA).

Para a obtenção das mensurações, todas as imagens em TCFC seguiram a mesma sequência de posicionamento. Cada amostra foi isolada das demais dentro da aquisição, utilizando a ferramenta “corte”, para então ser inclinada nos três planos de orientação anatômico (axial, coronal e sagital) de forma que a superfície cortada (slice) ficasse paralela ao solo, orientadas para correção do erro Parallax. Para o posicionamento final da amostra no software procedeu-se a sincronização utilizando os 5 pontos de referências marcados nas amostras. As imagens foram mensuradas

por dois especialistas, radiologia e outro endodontista). Todas as imagens obtidas foram visualizadas e analisadas em um monitor DELL P2719H, painel IPS de 27 polegadas, 32 bits e resolução de 1920x1080 pixels (DELL Inc., Eldorado do Sul, RS, Brasil). A leitura da medida na dimensão da obturação do canal radicular (OCR) nas imagens em TCFC foi realizada usando contraste convencional e um filtro específico de um novo software de TCFC (e-Vol DX, São José dos Campos, SP, Brasil) (Bueno *et al.*, 2018). Descrito recentemente por Bueno *et al.* (2019), o método de medida consiste no estabelecimento das posições corretas que serão medidas e ajuste da posição intermediária na escala de cinza na imagem de TCFC.

A leitura da medida na dimensão da OCR nas imagens em TCFC foi realizada usando contraste convencional e um filtro específico de um novo *software* de TCFC e-Vol DX (CDT, São José dos Campos, SP, Brasil) (Bueno *et al.*, 2018). Descrito recentemente por Bueno *et al.* (2019), o método de medida consiste no estabelecimento das posições corretas que serão medidas e ajuste da posição intermediária na escala de cinza na imagem de TCFC.

Com a amostra em posição utilizou-se primeiramente de “mapa de cor” ferramenta, que consiste na apresentação da imagem em tons de cinza representada em diferentes cores pelo *software*. Esta consiste na apresentação da imagem em tons de cinza representada em diferentes espectros de cores tal qual a intensidade de sinal interpretada pelo *software* dos distintos materiais que compõem os objetos. Imagens brancas / hiperdensas são primariamente identificadas com a cor vermelha. Todas as imagens inicialmente vermelhas serão sucessivamente testadas pelos filtros *BAR (Blooming Artefact Reduction)* onde a invasão da imagem hiperdensa (*Blooming*) deve ser aferida por todas as 4 diferentes intensidades do filtro, cada qual com seus distintos ajustes de brilho, contraste, aprimoramento e

alcance dinâmico. A verificação final é então realizada na imagem em tons de cinza, onde há a confirmação visual dos contornos do objeto sem invasão da imagem hiperdensa nas estruturas vizinhas. A seleção do filtro baseia-se na reformatação colorida da imagem onde a área periférica do objeto a ser avaliado deverá sempre estar retratada por cor que não seja a vermelha.

Após a avaliação inicial, as medições das imagens dos materiais obturadores foram realizadas com a ferramenta de medida linear do software e-Vol DX. O filtro selecionado para a análise das amostras foi BAR 2 (Blooming Artefact Reduction), com níveis de brilho, contraste e aprimoramento pré-determinados pelo próprio *software* (Figura 16A e B, 17A e B). A ferramenta de medida linear foi habilitada na opção “millesimal”, sendo traçados eixo de medida sobre as imagens do canal obturado: eixo mesiodistal e eixo vestibulolingual, guiados pelas marcações na amostra. O material obturador promove o endurecimento dos raios e pela radiação de dispersão inerente à aquisição tomográfica, realizou-se duas medidas de cada eixo utilizando como referência o ponto mais externo do contorno e o ponto mais interno do “borramento” referente a margem hiperdensa da imagem do material obturador.

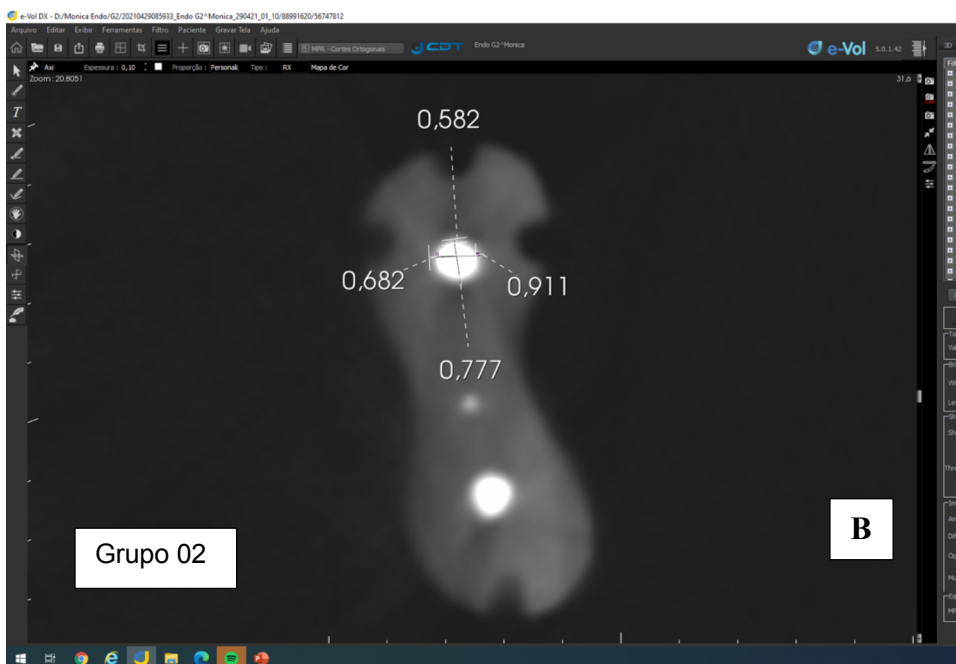


Figura 16 A (Grupo 01-Sealapex) Imagem axial da amostra com canal radicular preenchido com material obturador utilizando um filtro específico *BAR 2* do novo *software e-Vol DX*;
 B (Grupo 02-AH Plus) Imagem axial da amostra com canal radicular preenchido com material obturador utilizando um filtro específico *BAR 2* do novo *software e-Vol DX*.

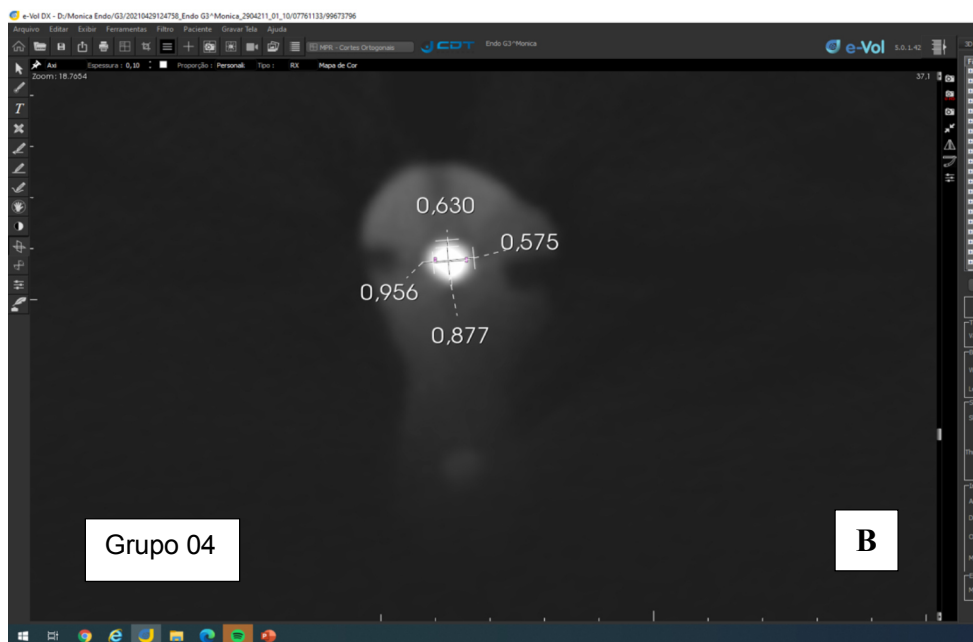


Figura 17. A (Grupo 3-Endofill) Imagem axial da amostra com canal radicular preenchido com material obturador utilizando um filtro específico *BAR 2*. do novo *software e-Vol DX*; B (Grupo 4- Bio C Sealer) Imagem axial da amostra com canal radicular preenchido com material obturador utilizando um filtro específico *BAR 2*.

3.11. Análise Estatística

Para análise estatística, as medidas foram registradas em planilhas do Excel (Tabelas 1, 2, 3 e 4), posteriormente exportados para o programa SPSS v. 20.0. Os dados estatísticos foram avaliados com a análise de variância não-paramétrica de Van der Waerden, seguida pelo Teste de Tukey aplicado aos dados normalizados. O nível de significância foi de $\alpha = 5\%$. As comparações foram realizadas com nível de significância $\alpha = 5\%$, e os testes estatísticos processados utilizando o programa SAS 9.1 (SAS, Cary, NC, EUA).

Tabela 1: Medidas da dimensão do material obturador (Grupos 1).

AMOSTRA	Grupo 1: Sealapex			
	MICRÔMETRO		TCFC	
	VL	MD	VL	MD
1	0,914	0,995	0,914	0,996
2	0,811	0,784	0,812	0,784
3	0,784	0,782	0,784	0,785
4	0,656	0,686	0,656	0,687
5	0,906	0,722	0,907	0,722
6	0,812	0,780	0,814	0,781
7	0,654	0,726	0,654	0,727
8	0,887	0,960	0,887	0,962
9	0,679	0,720	0,680	0,720
10	0,725	0,704	0,726	0,704
11	2,412	0,472	2,449	0,475
12	0,744	0,823	0,744	0,823
13	0,847	0,771	0,847	0,773
14	0,667	0,726	0,667	0,726
15	1,690	0,786	1,693	0,791
16	0,691	0,691	0,691	0,692
17	0,709	0,738	0,710	0,739
18	0,829	0,824	0,829	0,824
19	1,079	0,429	1,084	0,437
20	2,070	0,760	2,095	0,763
21	3,723	0,764	3,737	0,767

VL-vestibulolingual, MD-mesiodistal,TCFC-tomografia computadorizada de feixe cônico

Tabela 2: Medidas da dimensão do material obturador (Grupo 2)

AMOSTRA	Grupo 2: AH Plus			
	MICROMETRO		TCFC	
	VL	MD	VL	MD
1	0,899	0,735	0,899	0,737
2	0,694	0,744	0,694	0,744
3	0,660	0,676	0,660	0,676
4	0,743	0,720	0,745	0,724
5	0,692	0,686	0,695	0,687
6	0,678	0,795	0,679	0,796
7	0,756	0,856	0,756	0,856
8	0,776	0,667	0,778	0,668
9	1,063	0,976	1,065	0,977
10	0,649	0,717	0,651	0,718
11	0,698	0,726	0,700	0,729
12	0,844	0,760	0,850	0,761
13	1,011	0,731	1,013	0,732
14	1,071	0,940	1,075	0,943
15	0,807	0,641	0,807	0,641
16	1,185	0,740	1,189	0,742
17	0,695	0,795	0,697	0,804
18	1,794	0,842	1,800	0,844
19	0,827	0,634	0,830	0,637
20	0,680	0,702	0,683	0,706
21	0,770	0,773	0,773	0,774

VL-vestibulolingual, MD-mesiodistal,TCFC-tomografia computadorizada de feixe cônico

Tabela 3: Medidas da dimensão do material obturador (Grupo 3).

AMOSTRA	Grupo 3: Endofill			
	MICRÔMETRO		TCFC	
	VL	MD	VL	MD
1	0,756	0,689	0,758	0,691
2	0,739	0,755	0,741	0,757
3	0,662	0,649	0,668	0,658
4	0,684	0,698	0,688	0,704
5	0,709	0,732	0,712	0,736
6	0,730	0,748	0,730	0,749
7	0,749	0,786	0,751	0,788
8	0,761	0,846	0,761	0,847
9	0,753	0,765	0,753	0,765
10	0,783	0,755	0,783	0,755
11	1,410	0,860	1,414	0,864
12	0,681	0,731	0,682	0,732
13	0,634	0,658	0,636	0,666
14	0,690	0,703	0,691	0,703
15	0,738	0,716	0,739	0,718
16	0,713	0,661	0,715	0,663
17	0,802	0,908	0,803	0,908
18	2,885	0,413	2,895	0,416
19	0,828	0,620	0,831	0,624
20	0,730	0,699	0,738	0,704
21	3,948	0,662	3,959	0,664

VL-vestibulolingual, MD-mesiodistal, TCFC-tomografia computadorizada de feixe cônico

Tabelas 4: Medidas da dimensão do material obturador (Grupo 4).

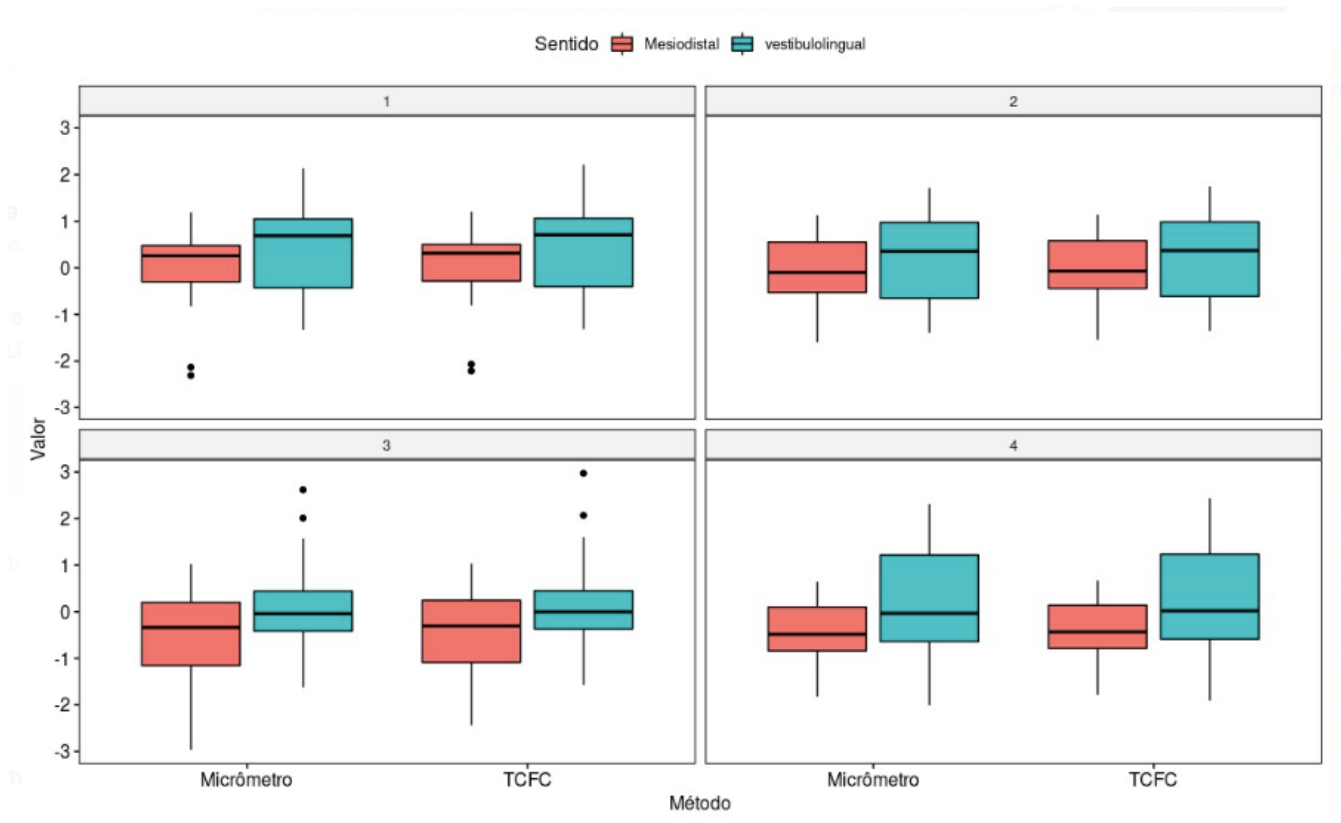
AMOSTRA	Grupo 4: Bio C Sealer			
	MICRÔMETRO		TCFC	
	VL	MD	VL	MD
1	0,716	0,690	0,718	0,691
2	0,664	0,704	0,665	0,707
3	0,682	0,702	0,683	0,704
4	0,984	0,695	0,988	0,695
5	1,185	0,796	1,187	0,799
6	0,579	0,622	0,581	0,624
7	0,675	0,730	0,677	0,731
8	0,710	0,806	0,711	0,809
9	0,739	0,658	0,742	0,660
10	0,750	0,693	0,752	0,696
11	1,025	0,685	1,029	0,687
12	0,736	0,753	0,737	0,756
13	1,060	0,741	1,062	0,741
14	1,470	0,747	1,475	0,749
15	0,694	0,642	0,696	0,645
16	0,785	0,744	0,786	0,744
17	0,744	0,638	0,749	0,642
18	3,828	0,760	3,832	0,762
19	0,727	0,710	0,728	0,710
20	1,001	0,798	1,003	0,800
21	0,580	0,604	0,584	0,606

VL-vestibulolingual, MD-mesiodistal, TCFC-tomografia computadorizada de feixe cônico

4. Resultados

As medidas dos materiais obturadores obtidas pelo *software* e-Vol DX e micrômetro digital, nos sentidos mesiodistal e vestibulolingual, não apresentaram diferenças entre si ($p>0,05$) (Figura 18).

Figura 18. Representação dos valores correspondentes às medidas dos diâmetros dos diferentes tipos de materiais obturadores em função dos instrumentos de medidas (micrômetro e o software e-Vol DX) e nos sentidos (vestibulolingual, mesiodistal).



1-Sealapex; 2-AH Plus; 3-Endofill; 4-Bio C Sealer

5. FLUXOGRAMA

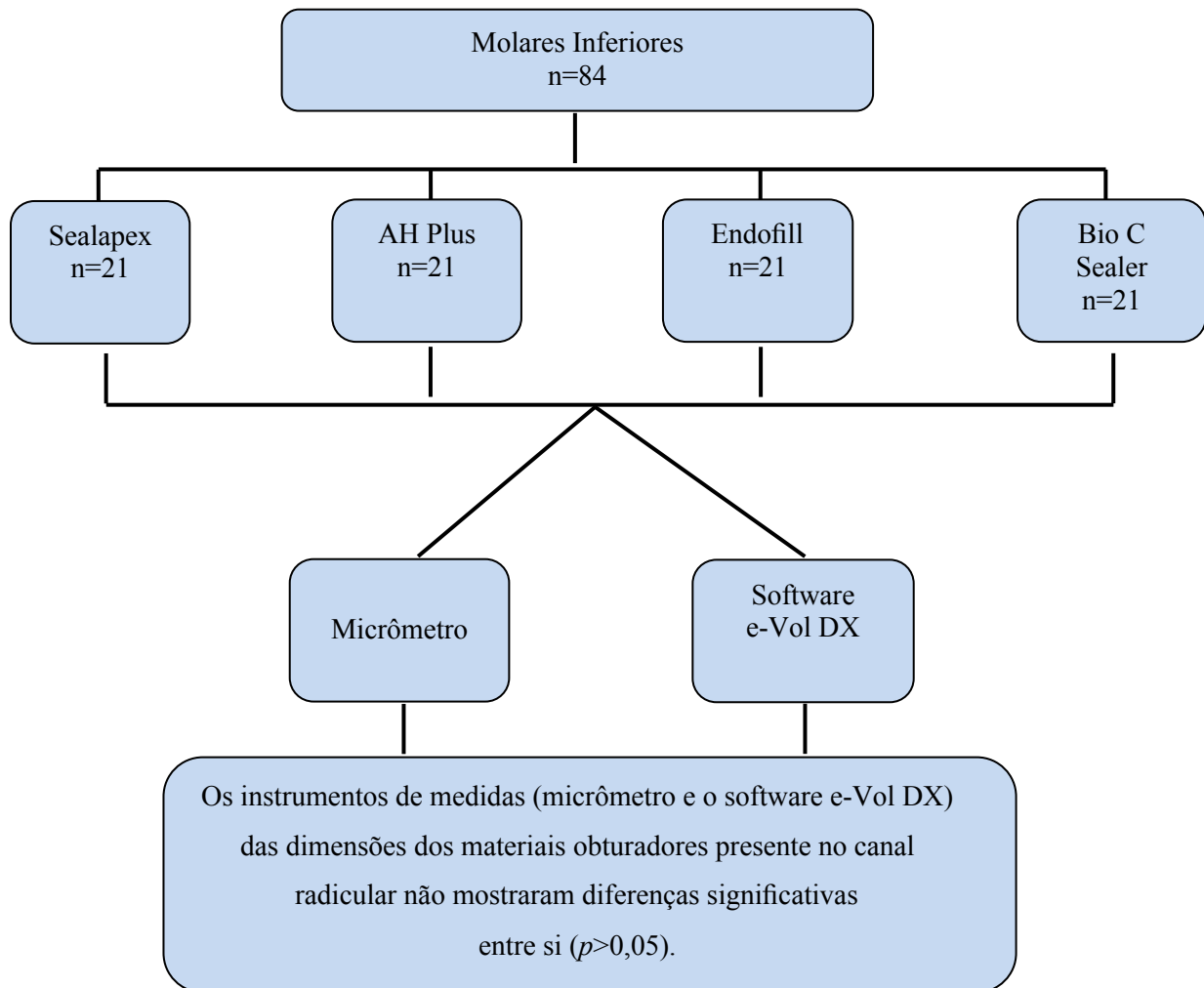


Figura 19. Fluxograma

6. Discussão

O filtro de redução do artefato de contraste do branco (Blooming Artefact Reduction, BAR) do *software* e-Vol DX mostrou ser efetivo na redução de artefatos visualizados em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico contendo materiais obturadores de canais radiculares. As Mensurações realizadas com o micrômetro digital e com o *software* não mostraram diferenças significativas entre si.

Artefatos geralmente estão associados à presença de estruturas sólidas e representam distorções nos dados que são visualizados na reconstrução das estruturas anatômicas (BARRET & KEAT, 2004). Sua presença constitui uma grande limitação do exame de tomografia computadorizada de feixe cônico, devendo ser evitado quando avaliações detalhadas são necessárias (ESTRELA *et al.*, 2011, BUENO & ESTRELA, 2018; VASCONCELOS *et al.*, 2015). Estudos prévios demonstraram a ocorrência de artefatos em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico quando da presença de materiais obturadores no interior do canal radicular (DECURCIO *et al.*, 2012; BRITO-JUNIOR *et al.*, 2014; CELIKTEN *et al.*, 2019).

Avanços progressivos no conhecimento da produção de artefatos em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico foram conquistados (BARRET & KEAT, 2004; KATSUMATA *et al.*, 2006; SCHULZE R *et al.*, 2011; BECHARA *et al.*, 2012 a, b, 2013). Estudos foram desenvolvidos na busca pelo melhor entendimento dos mecanismos envolvidos na formação de artefatos quando da presença de materiais obturadores em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico (OZER *et al.*, 2010; SCHULZE, *et al.*, 2011; BUENO *et al.*, 2011; ESTRELA *et al.*, 2011; DECURCIO *et al.*, 2012; BECHARA *et al.*, 2013; BRITO-JUNIOR *et al.*, 2014; VASCONCELOS *et al.*, 2015; CELIKTEN *et al.*, 2019).

Decurcio *et al.* (2012) avaliaram a discrepância do artefato nas imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico produzidos por diferentes materiais obturadores do canal radicular. Os valores obtidos na medição da espessura do material obturador nas imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico foram maiores quando comparado aos espécimes originais dos dentes e destacaram como principal causador de artefato a presença dos materiais obturadores, com elevada densidade. Brito-Junior *et al.* (2014) notaram que diferentes cimentos endodônticos foram capazes de gerar artefatos de estrias hipodensas cruzando a dentina em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico. Celikten *et al.* (2019) compararam o artefato de distorção volumétrica do cimento endodôntico comparando diferentes dispositivos de tomografia computadorizada feixe cônico com micro-TC. Os resultados mostraram que os artefatos (distorção volumétrica) estavam presentes em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico com aumento de volume do canal radicular em comparação com o volume original do canal radicular, no mesmo tamanho de voxel. Diante do exposto, a redução do artefato de distorção de volume é de especial importância para o adequado processo de diagnóstico em Endodontia (SCHULZE *et al.*, 2011; PATEL *et al.*, 2019; MIYASHITA *et al.*, 2021). Erros de interpretações nas imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico podem trazer consequências desastrosas (BARRET & KEAT, 2004; KATSUMATA *et al.*, 2006; BUENO *et al.*, 2011; BUENO *et al.*, 2018; ESTRELA *et al.*, 2011; DECURCIO *et al.*, 2012; LIKUBO *et al.*, 2015; VASCONCELOS *et al.*, 2015; DEMIRTURK *et al.*, 2016; DE OLIVEIRA *et al.*, 2017; QUEIROZ *et al.*, 2017; KOÇ *et al.*, 2019).

Alguns ajustes como o campo de visão (*Field of View*; FOV) e voxel pequenos, kilovoltagem alta, baixo tempo de exposição, reduzida miliamperagem (mAs), e uso de algoritmos específicos tem minimizado a ocorrência de artefatos nas imagens de

TCFC (COTTON *et al.*, 2007; VASCONCELOS *et al.*, 2015, ESTRELA *et al.*, 2018). Imagens com tamanhos menores de voxel (alta resolução) fornecem mais detalhes e são preferidas para visualização de estruturas anatômicas complexas, como o sistema de canais radiculares das raízes mesiovestibulares de molares superiores e linhas de fratura radicular (VIZZOTTO *et al.*, 2013; LIKUBO *et al.*, 2015). Celikten *et al.* (2019) e Costa *et al.* (2011) sugeriram o uso de FOV e mAs reduzidos como estratégia para melhorar o diagnóstico da fratura radicular vertical em dentes reabilitados com pinos. Bueno *et al.* (2011) desenvolveu uma estratégia de navegação dinâmica axial em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico em cortes de 0,1 mm / 0,1 mm até alcançar o ponto específico da perfuração radicular no intuito da atenuação do artefato metálico proveniente de retentor intrarradicular associado à perfuração.

O e-Vol DX foi idealizado como ferramenta para melhora da qualidade da imagem de tomografia computadorizada de feixe cônico (BUENO *et al.*, 2018). Este *software* permite imagens em alta resolução devido a tamanhos submilimétricos de voxel, navegação dinâmica de imagens em vários planos, possibilidade de alterar os parâmetros de volume, como espessura de corte, intervalos de corte, correção de dados por meio de filtros de imagem, e manipulação do brilho e do contraste. Dentre as diferenças entre o e-Vol DX e outros softwares estão: compatibilidade com todos os *scanners* de tomografia computadorizada de feixe cônico atuais com capacidade de exportar dados DICOM, com ajuste de brilho e contraste mais abrangente comparado a outros aplicativos, em que os ajustes são limitados, e geralmente não suportam todos os recursos da faixa dinâmica DICOM; ajuste de espessura de corte personalizado, muitas vezes limitado e pré-definido em outras aplicações; ajuste de nitidez personalizado, muitas vezes limitado em outras aplicações; algoritmo avançado de redução de ruído que melhora a qualidade da imagem; filtros de imagem

predefinidos, filtros para análise de volume do canal radicular com a capacidade de ampliar a imagem em mais de 1000x (reconstruções em 3D) sem perda de resolução, e personalização de parâmetros de imagem automática para melhor padronização e oportunidades de pesquisa; captura com resolução da tela de 192 dpi, com uma opção de 384 dpi, em contraste com os 96 dpi das aplicações similares. Sendo possível observar detalhes minuciosos presentes em determinada área, podendo citar: canais laterais, perfurações, fraturas radiculares e até contar quantos cones de guta-percha estão presentes numa obturação de canal (BUENO *et al.* 2018).

O método de medida dos diâmetros dos materiais obturadores nas imagens em tomografia computadorizada de feixe cônico usado neste estudo foi recentemente descrito por Bueno *et al.*, (2019). A metodologia para a realização das medidas consiste no estabelecimento das posições corretas que serão medidas, como o ponto na borda da estrutura anatômica e o ajuste da posição intermediária na escala de cinza na imagem em tomografia computadorizada de feixe cônico. Finos slices (0,10mm) são obtidos a partir de cortes 3D reconstruídos no filtro para as medidas, a fim de determinar inicialmente a borda da superfície anatômica no plano axial. Uma replicação de posições no modo 3D é feita em reconstrução multiplanar (MPR) em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico, onde a posição correta é estabelecida com o auxílio de um guia de posicionamento. A densidade 3D é ajustada de modo a ficar na mesma dimensão da imagem 2D. Então, realiza-se uma calibração de dimensão até o ponto em que há uma coincidência entre o modo 3D e 2D. Essa calibração é feita apenas no início da medição. Posteriormente, a posição intermediária da divisão entre a escala de cinza é verificada na imagem de tomografia computadorizada de feixe cônico. Uma vez que um lado tenha sido concluído, o guia é movido para o outro lado, e seguem-se as mesmas diretrizes descritas. Define-se a

posição do marcador na outra margem, sendo que o modo 2D é usado como referência. Um mapa de cor também é utilizado para distinguir as diferentes densidades das estruturas, e servir como referência quando necessário. O uso do filtro BAR e a aplicação dessa estratégia de mensuração se mostraram eficazes na redução do artefato de branco associado a retentores intrarradiculares (BUENO *et al.*, 2019; ESTRELA *et al.*, 2020; GREGORIS RABELO *et al.*, 2021).

Na metodologia do presente estudo para obtenção da medida real do material obturador foi necessário adotar algumas medidas para o alcance de uma mesma posição nas imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico, como a padronização do comprimento da raiz, montagem e estabilização das amostras no micrótomo, confecção e estabilização de uma plataforma com elevador para a utilização uniforme do micrômetro, realização de marcações com brocas na raiz de três pontos guias (eixos X- largura, eixo Y- altura e eixo Z- profundidade) para posterior sincronização, mensuração em alvos similares nas imagens em tomografia computadorizada de feixe cônico dos materiais obturadores e ajuste do erro de parallax (BUENO *et al.*, 2018, 2019, 2020; ESTRELA *et al.*, 2020; GREGORIS RABELO *et al.*, 2021).

O cimento endodôntico apresenta função de preenchimento dos espaços entre os cones de guta-percha e as paredes do canal radicular (SAMPAIO *et al.*, 2014). Esse material deve apresentar radiopacidade suficiente para permitir sua distinção com as estruturas anatômicas adjacentes (GROSSMAN, 1958; CELIKTEN *et al.*, 2019). Diferentes apresentações comerciais de cimentos endodônticos estão disponíveis no mercado (CANDEIRO *et al.*, 2012; SAMPAIO *et al.*, 2014; MALKA *et al.*, 2015; CELIKTEN *et al.*, 2019; *et al.*, 2019; MIYASHITA *et al.*, 2021; ZORDAN-BRONZEL *et al.*, 2019; ALVES E SILVA *et al.*, 2020; ANTUNES *et al.*, 2021). No

presente estudo, foram utilizados cimentos contendo hidróxido de cálcio (Sealapex), óxido de zinco e eugenol (EndoFill), resina epóxi (AH Plus), e silicato de cálcio (BioC Sealer). O cimento AH Plus possui elevada radiopacidade (CANDEIRO *et al.*, 2012; MALKA *et al.*, 2015). Este apresenta zircônia e tungstênio como principais componentes de sua formulação (SAMPAIO *et al.*, 2014). A zircônia possui peso atômico 40, enquanto o tungstênio 74 (BISPO *et al.*, 2015; PAULINO *et al.*, 2013). O Sealapex tem sido considerado um cimento com baixa radiopacidade (TANOMARU *et al.*, 2004, TAGGER & KATZ, 2003). Estudos prévios demonstraram mudanças em sua formulação, a qual foi acrescentada o óxido de bismuto (TANOMARU *et al.*, 2004; GUERREIRO-TANOMARU *et al.*, 2009). Embora o bismuto apresente peso atômico 83, foi observado que a concentração desse componente é pequena no Sealapex (SAMPAIO *et al.*, 2014). O EndoFill apresenta adequada radiopacidade, tendo como principal componente o óxido de zinco (SAMPAIO *et al.*, 2014, CANDEIRO *et al.*, 2012; MALKA *et al.*, 2015). Elevadas porcentagens de bismuto e bário foram também observadas (SAMPAIO *et al.*, 2014; BRITO-JUNIOR *et al.*, 2014). Zinco e bário apresentam peso atômico de 30 e 56, respectivamente. O BioC Sealer é um cimento biocerâmico, composto por silicato tricálcio, silicato dicálcio, aluminato tricálcio, óxido de cálcio, óxido de zircônia, óxido de silício, polietilenoglicol e óxido de ferro (ALVES SILVA *et al.*, 2020). De acordo com seu fabricante, a radiopacidade do BioC Sealer está associada a presença do óxido de zircônia em sua composição (ZORDAN-BRASEL *et al.*, 2019; ALVES SILVA *et al.*, 2020). Antunes *et al.* (2021) a presença de cálcio, sílica e zircônia na composição dos cimentos biocerâmicos justifica a boa radiopacidade desses materiais. A presença de radiopacificantes e outras substâncias químicas nas formulações dos cimentos endodônticos pode levar a diferenças em suas densidades, o que parece estar relacionada à possibilidade de artefatos nas

imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico (MIYASHITA *et al.*, 2021). Miyashita *et al.* (2021) avaliaram a aparência de artefatos de cimentos obturadores e observaram a existência de correlações entre a radiopacidade nas radiografias periapicais e o grau de artefatos nas imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico. Os resultados mostraram que quanto maior o contraste na imagem 2D, maiores os artefatos na imagem 3D.

As alterações volumétricas de materiais obturadores de canais radiculares, quer cimentos, cones de guta-percha, pino intrarradiculares observadas em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico interferem na correta análise da estrutura anatômica (BUENO *et al.*, 2011; ESTRELA *et al.*, 2011, 2020; DECURCIO *et al.*, 2012; GREGORES-RABELO *et al.*, 2021). A partir do desenvolvimento de um novo software de tomografia computadorizada de feixe cônico (e-Vol DX) tem sido vislumbrado uma nova perspectiva para minimizar os possíveis erros de diagnóstico oriundos dos artefatos de contraste do branco de cimentos de materiais obturadores de elevado peso atômico (BUENO *et al.*, 2018; ESTRELA., 2020; GREGORES-RABELO *et al.*, 2021). Os resultados alcançados no presente estudo colaboraram ao mostrar a efetividade deste novo software na redução dos artefatos dos materiais obturadores (cimentos e guta-percha).

Estudos futuros baseados em outras marcas de tomógrafo, *softwares* e novos cimentos endodônticos devem ser realizados com vistas ao melhor entendimento dos processos de formação e atenuação de artefatos em imagens de TCFC de dentes tratados endodonticamente.

7. Conclusão

Baseado na metodologia descrita, pode-se concluir que:

1. Os diâmetros dos materiais obturadores medidos pelo micrômetro digital e pela

ferramenta de medida do software e-Vol DX (BAR 2) não mostraram diferenças significativas, sugerindo que este filtro foi capaz de eliminar a interferência do artefato de contraste do branco;

2. As mensurações das alterações volumétricas em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico dos cimentos Sealapex, AH Plus, Endofill e Bio C Sealer e cones de guta percha na técnica de condensação lateral não foram estatisticamente significantes, quando comparadas com as medidas reais usando um micrômetro digital.

8. Referências Bibliográficas

ALVES SILVA, E. C.; TANOMARU-FILHO, M.; DA SILVA, G. F.; DELFINO, M. M.; CERRI, P. S.; GUERREIRO-TANOMARU, J. M. Biocompatibility and Bioactive Potential of New Calcium Silicate-based Endodontic Sealers: Bio-C Sealer and Sealer Plus BC. **Journal of Endodontic**, v. 46, n.10, p.1470–1477, Oct 2020.

ANTUNES T.; JANINI A.; PELEPENKO L. E.; ABUNA G. F.; PAIVA E. M.; SINHORETI M.; RAIMUNDO I. M.; JR, GOMES B.; DE-JESUS-SOARES A.; MARCIANO M. A. Heating stability, physical and chemical analysis of calcium silicate-based endodontic sealers. **International Endodontic Journal**, v. 54, n.7, p. 1175–1188, Jul 2021.

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

BARBOSA G. L. R.; SOUSA MELO S. L.; ALENCAR P. N. B.; NASCIMENTO M. C. C.; ALMEIDA S. M. Performance of an artefact reduction algorithm in the diagnosis of *in vitro* vertical root fracture in four different root filling conditions on CBCT images. **International Endodontic Journal**, v. 49, n.5, p. 500-508, May 2015.

BARRETT J. F.; KEAT N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. **Radiographics**, v. 24, n. 6, p. 1679-1691, Nov-Dec 2004.

BECHARA B.; MCMAHAN C.A.; MOORE W.S.; NOUJEIM M.; TEXEIRA F.B.; GEHA H. Cone beam CT scans with and without artefact reduction in root fracture detection of endodontically treated teeth. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 42, n. 5, p. 1-6, May 2013.

BECHARA B.; MCMAHAN C. A.; GEHA H.; NOUJEIM M. Evaluation of a cone beam CT artefact reduction algorithm. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 41, n. 5, p. 422-428, Jul 2012.

BERNARDES R. A.; MORAES I.G.; DUARTE M.A.H. Use of cone-beam volumetric tomography in the diagnosis of root fractures. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, Endodontics**, v.108, p. 270–277, Aug 2009.

BISPO L.B. Ceramic in dentistry: advantages and limitations of zirconia. **Revista Brasileira de Odontologia**, v. 72, n. 2, p. 24-29, Jun 2015.

BORGES A. H.; MAMEDE-NETO I.; VOLPATO L. E.; PEDRO F. L.; BUENO M. R.; ESTRELA C. Using cone beam computed tomography images to diagnose multiple taurodontisms. **General dentistry**, v. 62, n.2, p. e20–e22, Mar-April 2014.

BRITO-JUNIOR M.; SANTOS L. A.; FARIA-E-SILVA A. L.; PEREIRA R. D.; SOUZA-

NETO M.D. Ex vivo evaluation of artifacts mimicking fracture lines on cone-beam computed tomography produced by different root canal sealers. **International Endodontic Journal**, v. 47, n. 1, p. 26-31, Jan 2014.

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

BUENO, M. R.; ESTRELA, C.; AZEVEDO, B. C.; DIOGENES, A. Development of a New Cone-Beam Computed Tomography Software for Endodontic Diagnosis. **Brazilian Dental Journal**, v. 29, n. 6, p. 517-529, Nov-Dec 2018.

BUENO, M.R.; ESTRELA, C.R.A.; GRANJEIRO, SOUSA-NETO, M.D.; ESTRELA, C. Method to Determine the Root Canal Anatomic Dimension by using a New Cone-Beam Computed Tomography Software. **Brazilian Dental Journal**, v. 30, n.1, p. 3-11, Jan-Feb 2019.

BUENO, M.R.; ESTRELA, C.; AZEVEDO, B. C.; JUNQUEIRA, J. L.C. Root Canal Shape of Human Permanent Teeth Determined by New Cone-Beam Computed Tomographic Software. **Journal of Endodontics**, v. 46, n.11, p. 1662-74, Nov 2020.

BUENO, M.R.; ESTRELA, C.; GRANJEIRO, J.M.; ESTRELA, M. R. A.; AZEVEDO, B. C.; DIOGENES, A. Cone-beam Computed Tomographic Cinematic Rendering: Clinical, Teaching and Research applications. **Brazilian Dental Journal** v. 35, n. 24, p. 1-13, Feb 2021.

CANDEIRO, G. T.; CORREIA, F. C.; DUARTE, M. A.; RIBEIRO-SIQUEIRA, D. C.; GAVINI, G; Evaluation of radiopacity, pH, release of calcium ions, and flow of a bioceramic root canal sealer. **Journal of Endodontics**, v. 38, n. 6, p. 842–845, Jun 2012.

CELIK TEN, B.; JACOBS, R.; DE FARIA VASCONCELOS, K. F.; HUANG, Y.; SHAHEEN, E.; NICOLIELO, L. F. P. N. Comparative evaluation of cone beam CT and micro-CT on blooming artifacts in human teeth filled with bioceramic sealers. **Clinical Oral Investigations**, v. 23, n. 8, p. 3267-3273, Aug 2019.

CELIK TEN, B.; JACOBS, R.; DE FARIA VASCONCELOS, K.F.; HUANG, Y.; NICOLIELO, K. F. V.; ORBAN, k. Assessment of Volumetric Distortion Artifact in Filled Root Canals Using Different Cone-beam Computed Tomographic Devices. **Journal of Endodontics** v.43, n. 9, p. 1517-1521, Sep 2017.

COSTA F.F.; GAIA B.F.; UMETSUBO O.S.; CAVALCANTI M.G. (2011) Detection of horizontal root fracture with small-volume cone-beam computed tomography in the presence and absence of intracanal metallic post. **Journal of Endodontics**, v. 37, p. 1456–1459, 2011.

COSTA F. F; GAIA B. F; UMETSUBO O.S.; PINHEIRO L. R.; TORTAMANO I.P.; CAVALCANTI M.G. Use of large-volume cone-beam computed tomography in identification and localization of horizontal root fracture in the presence and absence of intracanal metallic post. **Journal of Endodontics** v. 38, p. 856–859, 2012.

COSTA E. D.; BRASIL D. M.; QUEIROZ P. M.; VERNER F. S.; JUNQUEIRA, R. B.; FREITAS, D. Q. Use of the metal artefact reduction tool in the identification of fractured endodontic instruments in cone-beam computed tomography, **International Endodontics Journal**, v. 53, n.4, p. 506–512, 2020.

COTTON, T. P.; GEISLER, T. M.; HOLDE N, D. T.; SCHWARTZ, S. A.; SCHINDLER, W. G. Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. **Endodontics of Journal**, v. 33, n. 9, p. 1121–1132, Sep 2007.

DE OLIVEIRA, M. V. L.; SANTOS, A. C.; PAULO, G.; CAMPOS, P. S. F.; SANTOS. J. Application of a newly developed software program for image quality assessment in cone-beam computed tomography. **Imaging Science Dentistry**, v. 47, n. 2, p. 75-86, Jun 2017.

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

DEMIRTURK KOCASARAC, H.; HELVACIOGLU YIGIT, D.; BECHARA, B.; SINANOGLU, A.; NOUJEIM, M. Contrast-to-noise ratio with different settings in a CBCT machine in presence of different root-end filling materials: an in vitro study. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 45, n. 5, p. 1-8, may 2016.

ESMAELI, F.; SHIRMOHAMMADI, A.; FARAMARZIE, M.; ABOLFAZLI, N.; RASOULI, H.; FALLAHI, S. Determination of vertical interproximal bone loss topography: correlation between indirect digital radiographic measurement and clinical measurement. **Iranian journal of radiology**, v. 9, n. 2, p. 83–87. 2012

ESTRELA, C.; BUENO, M. R.; DE ALENCAR, A. H.; MATTAR, R.; Valladares Neto, J.; Azevedo, B. C., Es. Method to evaluate inflammatory root resorption by using cone beam computed tomography. **Journal of Endodontics**, v. 35, n. 11, p. 1491-1497, Nov 2009.

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

ESTRELA, C.; BUENO, M. R.; SOUSA-NETO, M. D.; PÉCOR, J. D. Method for determination of root curvature radius using cone-beam computed tomography imagens. **Brazilian Dental Journal**, v. 19, n. 2, p. 114-118, 2008.

ESTRELA, C.; HOLLAND, R.; ESTRELA, C. R.; ALENCAR, A. H. G.; NETO-SOUSA, M. D.; PÉCOR, J. D. Characterization of successful root canal treatment. **Brazilian Dental Journal**, v. 25, n. 1, p. 3-11, Jan-Feb 2014.

ESTRELA, C.; BUENO, M.R.; SILVA, J.A.; PORTO, O.C.L.; LELES, C.R.; AZEVEDO, B.C. Effect of intracanal posts on dimensions of cone beam computed tomography

images of endodontically treated teeth. **Dental Press Endodontics**, v. 1, n.1, p. 28-36, June 2011.

ESTRELA, C.; COUTO, G. S.; BUENO, M. R.; ESTRELA, L. R. A.; PORTO, O. C. L. Apical foramen position in relation to proximal root surfaces of human permanent teeth determined by using a new cone-beam computed tomographic software. **Journal of Endodontics**, v. 44, n. 5, p. 1741-1748, 2018.

ESTRELA, C.; SILVA, B. S. F. S.; SILVA, J. S.; ESTRELA, C.R.A; ALENCAR, A. H. G.; BUENO, M.R. CBCT assessment of bone thickness in maxillary and mandibular teeth: an anatomic study. **Journal de Applied Oral Science**, v. 28, p. 1-9, 2020.

ESTRELA, C.; COSTA, M.V.C.; BUENO, M.R, RABELO, L.E.G.; DECURCIO, D.A.; SILVA, J.A.; ESTRELA, C.R.A. Potential of a New Cone-Beam CT Software for Blooming Artifact Reduction. **Brazilian Dental Journal**, v. 31, n. 6, p. 582-588, Dec 2020.

FREITAS, D. Q.; NASCIMENTO, E. H. L.; VASCONCELOS, T. V.; NOUJEIM, M. Diagnosis of external root resorption in teeth close and distant to zirconium implants: influence of acquisition parameters and artefacts produced during cone beam computed tomography. **Internation Endodontics Journal**, v. 52, n. 6, p. 866-873, Jun 2019.

GREGORIS RABELO, L.E.; BUENO, M.D.R.; COSTA, M.V.C.D.; DE MUSIS, C.R.; ESTRELA, C.R.A.; GUEDES, O.A.; GAVINI, G.; ESTRELA, C. Blooming artifact reduction using different cone-beam computed tomography software to analyze endodontically treated teeth with intracanal posts. **Computers in Biology and Medicine**, v. 136, Jul 2021.

GROSSMAN L. I. An improved root canal cement. **Journal of the American Dental Association**, v.56, n.3, p. 381-385, Mar 1958.

GUERREIRO-TANOMARU J. M.; DUARTE HÚNGARO M., GONÇALVES M., TANOMARU-FILHO M. Radiopacity evaluation of root canal sealers containing calcium hydroxide and MTA. **Braz Oral Res**, v. 23, n. 2, p. 119-123, Jun 2009.

JUNQUEIRA, R. B.; VERNER, F. S.; CAMPOS, C. N.; DEVITO, K. L; CARMO, A. M. R. C. Detection of vertical root fractures in the presence of intracanal metallic post: a comparison between periapical radiography and cone-beam computed tomography. **Journal of Endodontics**, v. 39, n.12, p. 1620-1624, Dec 2013.

KATSUMATA, A.; HIRUKAWA, A.; NOUJEIM, M.; OKUMURA, S.; FUJISHITA, N. M.; ARIJI, E.; LANGLAIS, R. P. Image artifact in dental cone-beam CT. **Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontics**, v.101, n. 5, p. 652-657, May 2006.

KHEDMAT, S.; ROUHI, N.; DRAGE, N.; SHOKOUHINEJAD, N.; NEKOOFAR, M. H. Evaluation of three imaging techniques for the detection of vertical root fractures in the absence and presence of gutta-percha root fillings. **Journal of Endodontics**, v. 45, n. 11, p. 1004-1009, Nov 2012.

KOÇ, C.; Kamburoğlu, K.; Sönmez, G.; Yılmaz, F.; Gülen, O.; Karahan, S. Ability to detect endodontic complications using three different cone beam computed tomography units with and without artefact reduction modes: an ex vivo study. **Journal of Endodontics**, v. 52, n.5, p. 725-736, May 2019.

LIKUBO, M.; OSANO, T.; SANO, T.; KATSUMATA, 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 Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology**, v.120, n. 4, p. 521-527, Oct 2015.

LIKUBO, M.; NISHIOKA, T.; OKURA, S.; KOBAYASHI, K.; SANO, T.; KATSUMATA, A.; ARIJI, E.; KOJIMA, I.; SAKAMOTO, M.; SASANO, T. Influence of voxel size and scan field of view on fracture-like artifacts from gutta-percha obturated endodontically treated teeth on cone-beam computed tomography images. **Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology**, v. 122, n. 5, p. 631–637, Nov 2016.

LONG, H.; ZHOU, Y.; YE, N.; LIAO, L. *et al.* Diagnostic accuracy of CBCT for tooth fractures: a meta-analysis. **Journal of Endodontics**, v. 42, n. 3, p. 240-248, Mar 2014.

MALKA, V. B.; HOCHSCHEIDT, G. L.; LARENTIS, N. L.; GRECCA, F. S.; FONTANELLA, V. R.; KOPPER, P. M. A. New in vitro method to evaluate radio-opacity of endodontic sealers. **Dentomaxillofacial radiology**, v. 44, n. 5, p. 20140422, May 2015.

MELO, S.L.S.; HAITER-NETO, F.; CORREA, L.R.; SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. Comparative diagnostic yield of cone beam CT reconstruction using various software programs on the detection of vertical root fractures. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 42, 920120459, Aug 2013.

MIYASHITA, H., ASAUMI, R., SAKAMOTO, A., KAWAI, T., & IGARASHI, M. Root canal sealers affect artifacts on cone-beam computed tomography images. **Odontology**, v. 109, n. 3, 679–686. February 2021.

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

OMAR, G.; HAMED, W.; ASHMAW, M. S. Accuracy of artificial bone defects measurements on two cone beam computed tomography scanners.: A comparative study. **Future Dental Journal**, v. 4, n 5, p 141-145, Mai 2018.

OZER, S. Y. Detection of vertical root fractures of different thicknesses in endodontically enlarged teeth by cone beam computed tomography versus digital radiography. **Journal of Endodontics**, v. 36, n. 7, p. 1245-1249, Jul 2010.

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

PATEL, S.; BRADY, R.; WILSON, J.; BROWN, F.; MANNOCCI, F. The detection of vertical root fractures in root filled teeth with periapical radiographs and CBCT scans. **Internation Endodontics Journal**, v. 46, n.12, p. 1140-11452, Dec 2013.

PATEL, S.; BROWN, J.; PIMENTEL, R. D.; KELLY, R. D.; ABELLA, F.; DURACK. Cone beam computed tomography in Endodontics- a review of the literature. **International Endodontic Journal**, v.52, n. 8, p. 1138-1152, Aug 2019.

QUEIROZ, P. M.; GROppo, F. C.; OLIVEIRA, M. L.; HAITER-NETO, F. H.; FREITAS, D. Q. Evaluation of the efficacy of a metal artifact reduction algorithm in different cone beam computed tomography scanning parameters. **Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology**. v.123, n. 6, p. 729-734, Jun 2017.

RABELO KA, CAVALCANTI YW, DE OLIVEIRA PINTO MG, SOUSA MELO SL, CAMPOS PSF, DE ANDRADE FREITAS OLIVEIRA LS, DE MELO DP. Quantitative assessment of image artifacts from root filling materials on CBCT scans made using several exposure parameters. **Imaging Science in Dentistry**, v. 47, n. 3, p. 189-197, Sep 2017:

SAMPAIO, F. C., ALENCAR, A. H., GUEDES, O. A., VELOSO, H. H., SANTOS, T. O., ESTRELA, C. Chemical elements characterization of root canal sealers using scanning electron microscopy and energy dispersive X-ray analysis. **Oral health and dental management**. v. 13, n.1, p. 27–34, Mar 2014.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G.; SUKOVIC, P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. **Journal Canadian Dental Association**, v. 72, n. 1, p. 75-80, Feb 2006.

SCHULZE, R.; HEIL, U.; GROSS, D.; BRUELLMANN, D. D.; Dranischnikow, E.; UCHWANECKE, U.; SHOEMER, E. Artefacts in CBCT: a review. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 40, n. 5, p. 265-273, Jul 2011.

TAGGER, M., KATZ, A. Radiopacity of endodontic sealers: development of a new method for direct measurement. **Journal of endodontics**, v. 29, n. 1, p. 751–755, Nov 2003.

TANOMARU-FILHO, M., CRISTINE PRADO, M., TORRES, F., VIAPIANA, R., PIVOTO-JOÃO, M., & GUERREIRO-TANOMARU, J. M. Physicochemical Properties and Bioactive Potential of a New Epoxy Resin-based Root Canal Sealer. **Brazilian dental journal**, v. 30, n. 6, p. 563–568, Nov-Dec 2019.

TANOMARU, J. M.; CEZARE, L., GONÇALVES, M., & TANOMARU FILHO, M. Evaluation of the radiopacity of root canal sealers by digitization of radiographic images. **Journal of applied oral science**, v. 12, n. 4, p. 355–357, Dec 2004.

TANOMARU-FILHO, M.; JORGE, E. G.; GUERREIRO TANOMARU, J. M.; GONCALVES, M. Radiopacity evaluation of new root canal filling materials by digitalization of images. **Journal of Endodontics**, v.33, n. 3, p. 249-251, Mar 2007.

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

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

ZORDAN-BRONZEL, C. L.; ESTEVES TORRES, F. F.; TANOMARU-FILHO, M.; CHÁVEZ-ANDRADE, G. M.; BOSSO-MARTELO, R.; GUERREIRO-TANOMARU, J. M. Evaluation of Physicochemical Properties of a New Calcium Silicate-based Sealer, Bio-C Sealer. **Journal of endodontics**, v. 45, n.10, p. 1248–1252, Oct 2019.

ANEXO



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DA EMENDA

Título da Pesquisa: Avaliação da geometria e ramificação radicular, morfologia do forame apical, e de efeitos de materiais obturadores e retentores intrarradiculares na produção de artefatos usando um novo software de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

Pesquisador: Carlos Estrela

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 06486919.0.0000.5083

Instituição Proponente: Faculdade de Odontologia

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 4.057.248

Apresentação do Projeto:

Trata-se da apresentação de solicitação de EMENDA.

Título da Pesquisa: Avaliação da geometria e ramificação radicular, morfologia do forame apical, e de efeitos de materiais obturadores e retentores intrarradiculares na produção de artefatos usando um novo software de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico. Pesquisador Responsável: Carlos Estrela. CAAE: 06486919.0.0000.5083. Instituição Proponente: Faculdade de Odontologia. Membros da Equipe de Pesquisa: Cyntia Rodrigues de Araújo Estrela; Jesus Djalma Pécora; EDUARDO GREGORIS RABELO; LUCAS RODRIGUES DE ARAUJO ESTRELA; MARIA CRISTINA ARAUJO ESTRELA; MARCUS VINICIUS CORREA DA COSTA; Julio Almeida Silva; MATHEUS RODRIGUES DE ARAUJO ESTRELA; MIKE DOS REIS BUENO; Caroline Cristina Borges.

Estes estudos envolvem uma sequência da linha de pesquisa sobre a aplicação de imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico em endodontia.

Objetivo da Pesquisa:

Justificativa da Emenda:

Endereço: Pró-Reitoria de Pesquisa e Inovação - Agência UFG de Inovação, Alameda Flamboyant, Qd. K, Edifício K2
Bairro: Campus Samambaia, UFG **CEP:** 74.690-970
UF: GO **Município:** GOIANIA
Telefone: (62)3521-1215 **Fax:** (62)3521-1163 **E-mail:** cep.prpi.ufg@gmail.com



UFG - UNIVERSIDADE
FEDERAL DE GOIÁS



Continuação do Parecer: 4.057.248

Solicita neste emenda os seguintes itens:

1. acrescentar dois objetivos específicos, ou seja dois subprojetos (7 e 8), empregando o mesmo banco de dados e sem alterações no projeto inicial.
2. acrescentar novos pesquisadores (Lucas R A Estrela, Matheus R A Estrela, Maria Cristina A Estrela)
3. Acrescentar o termo de compromisso dos membros acima mencionados
4. Solicitar extensão do cronograma para maio de 2025.

Objetivo Primário:

Caracterizar a contribuição de um novo Software na avaliação da geometria, ramificação radicular, morfologia do forame apical, e de efeitos de materiais obturadores e retentores intrarradiculares na produção de artefatos em imagens de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico.

Objetivo Secundário:

1. Determinar a geometria de canais radiculares na dentição permanente humana em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico.
2. Identificar de ramificações radiculares em dentes com periodontites apicais em imagens tomografia computadorizada de feixe cônico utilizando um novo software e-Vol DX.
3. Determinar a morfologia do forame apical na dentição permanente humana em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico.
4. Analisar o efeito de materiais obturadores de canais radiculares na produção de artefatos em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico - análise de um novo software e-Vol DX.
5. Avaliar o efeito de retentores intrarradiculares na produção de artefatos em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico - análise de um novo software e-Vol DX.Emenda Subprojeto

Endereço: Pró-Reitoria de Pesquisa e Inovação - Agência UFG de Inovação, Alameda Flamboyant, Qd. K, Edifício K2
Bairro: Campus Samambaia, UFG **CEP:** 74.690-970
UF: GO **Município:** GOIANIA
Telefone: (62)3521-1215 **Fax:** (62)3521-1163 **E-mail:** cep.prpi.ufg@gmail.com

APÊNDICE

PUBLICAÇÃO

ANALYSIS OF WHITE CONTRAST ARTIFACT REDUCTION IN CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY IMAGES WITH ROOT CANAL FILLING MATERIALS

Correspondence and offprint requests:

Professor Carlos Estrela

Federal University of Goiás

School of Dentistry

Setor Universitário. 74605-220, Goiânia, GO, Brazil

Phone: +55-62 3209-6254.

E-mail: estrela3@terra.com.br

ANALYSIS OF WHITE CONTRAST ARTIFACT REDUCTION IN CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY IMAGES WITH ROOT CANAL FILLING MATERIALS

Abstract

Introduction: The aim of this study was to evaluate the white contrast artifact reduction filter of a new cone beam computed tomography software (CBCT) in root canal filling materials. **Methods:** Eighty-four mandibular molars were selected, prepared, filled and randomly distributed into 4 groups (n=21), corresponding to the filling materials: G1. Sealapex®; G2. AH Plus®; G3. Endofill®; G4. Bio C-sealer®. The mesiobuccal roots (MV) were cut mesiodistally using the microtome at 6mm from the root apex. Five markings on the surfaces of each sample were made after cutting (1 on the “Z” axis, 2 on the “X” axis and 2 on the “Y” axis) for guidance during measurements of the filling materials and subsequent synchronization of the CBCT images. Following root canal fillings and root cutting, CBCTs were acquired using the Prexion 3D Elite®. Measurements of the dimensions of the filling materials were obtained in the mesiodistal and buccolingual directions using a digital micrometer associated with the operating microscope. The image measurements of the root canals filling materials of the mesial roots were performed with the linear measurement tool of the e-Vol DX software, configured for millesimal measurements with the Blooming Artefact Reduction (BAR 2) filter. Statistical data were evaluated with Van der Waerden's non-parametric analysis of variance, followed by Tukey's test applied to normalized data. Comparisons were performed in a significance level $\alpha = 5\%$. **Results:** The measurements of the filling materials using the e-Vol DX software and the digital micrometer did not show significant differences between them ($p > 0.05$). **Conclusions:** The use of the BAR filter of the e-Vol DX software removed the interference of white contrast artifact in CBCT images with root canal filling materials.

Key words: artifact, endodontics, filling material, cone beam computed tomography, software.

Introduction

Cone-beam computed tomography (CBCT) is a contemporary exam with potential for application in different areas of Dentistry, especially in Endodontics (1-4).

This tool has allowed the performance of evaluations of the anatomy of teeth and root canal, and the presence/absence of periapical lesions and root resorptions (5-7). Navigation in different planes without interference from overlapping structures allows high quality information (5-12). The large amount of information obtained with the use of CBCT has helped in diagnosis and planning, and in making safer clinical decisions (1, 12-14). Although CBCT represents an exam with numerous advantages, the presence of high-density materials, such as solid or metallic dental structures, can generate artifacts, which can affect image quality and induce diagnostic errors (10, 15-20).

Artifacts represent distortions capable of promoting grayscale discrepancies in the reconstructed image, reducing its quality and, consequently, interfering with the diagnostic process (10, 15-22). When the x-ray beam interacts with a dense material, high energy photons are poorly absorbed, which increases the intensity of the x-ray beam, due to the large amount of material that the beam passes through. This phenomenon is called Beam Hardening (BH) (23, 24) and can generate dark or light streaks, hypodense halos and material volume distortion (24). The presence of BH can mask iatrogenesis, fractures and root cracks, additional canals, and perforations, due to the loss of detail, which increases the difficulty of interpreting the image (9, 19, 24-29).

Proper filling of the root canal is essential for the success of endodontic treatment (7). The obturation is performed using materials that must present sufficient radiopacity to allow their distinction with anatomical structures (16, 22). In assessing the quality of endodontic treatment, radiopacity is one of the primary factors (30-32). Therefore, the ideal endodontic cement should have radiopacifying agents in its composition (16, 22). High density filling materials can promote artifacts (volumetric distortion, striations, dark bands) in CBCT images (24, 33). Previous studies have shown that the artifacts caused by endodontic cements and gutta-percha cones increase the difficulty of interpreting the exam,

and mimic and/or promote a reduction in the detection of changes in dental structures when present (10, 15, 16, 18, 20, 22, 24, 33-39).

The adoption of a small field of view (FOV), high voxel and kilovoltage, low exposure time and reduced milliamperage (mAs), and the application of algorithms has minimized the occurrence of artifacts, however, until now, these were not eliminated from the CBCT images (5, 24, 40). Bueno et al. (41) developed a new CBCT software (e-Vol DX) that has features capable of providing better quality images, from the reduction of white artifact (10, 41-43). Bueno et al. (41) reported that the image capture process essentially defines its final quality, so to understand the e-Vol DX software it is essential to understand the principle of capturing images from the digital camera. Some filters developed for the e-Vol DX (BAR, Blooming artifact contrast) were adjusted to the principles of the RAW format, which preserves the quality of the acquired image and potentially recovers underexposed or overexposed areas. These filters prevent loss of image quality, improve saturation, brightness of specific areas and prevent loss of image quality. The technical knowledge of digital photography and the fact that the free area of an image occupies almost half of the file space are indications that the reduction of light or white area results in a substantial reduction of artifacts.

Considering the lack of studies on the reduction of artifact associated with the presence of endodontic cements and gutta-percha cones in CBCT images, the present study sought information on the application of the e-vol DX software in the measurement of root canal filling materials.

Material and Methods

This study was reviewed and approved by the Local Ethics Committee approval number 06486919.000.5083.

Sample size calculation

The sample size of present study was based on the study carried out by Gregoris Rabelo et al. (43), which the “n” of the groups was 21. The study was carried out to evaluate the dimension of intraradicular posts in cone-beam computed tomography (CBCT) images using the e-Vol DX software and presented statistically significant results.

Sample selection

Two hundred and ten human mandibular molars, extracted for different reasons, were obtained from adult patients seen in the School of Dentistry of the Federal University of Goiás, Brazil. The teeth were removed from storage in 0.2% thymol (Fitofarma Lt., 20442, Goiânia, Brazil), and immersed in 5% sodium hypochlorite (Fitofarma Lt., 20442, Goiânia, GO, Brazil) for 30 min to remove external organic tissues.

Teeth were fixed to a double layer of utility wax (Lysanda, São Paulo, Brazil) measuring 7 cm in diameter, with their buccal surfaces positioned to the same side. Initial CBCT images were acquired using a high-resolution 13-bit PreXion 3D Elite scanner (PreXion Inc., San Mateo, CA, USA). The scanner parameters were isotropic voxel size of 0.146 mm, FOV of 81 mm height x 56 mm diameter, 37-s exposure, 512 exposures per capture, X-ray output of 90 kVp, 16 bits, 4 mA current, focal spot of 0.20 mm x 0.20 mm, and total beam filtration of > 2.5 mm eq. Al.

The DICOM files were analyzed using the e-Vol DX software (CDT Software, Bauru, Brazil) installed in a desktop computer equipped with Windows 10 (Microsoft Corporation, Redmond, WA), an i7 - 8750 processor, 4.1 GHz (Intel Corporation, Santa Clara, CA), an 8 GB NVIDIA GTX 1070 graphics card (NVIDIA Corporation, Santa Clara, CA) and the PreXion3D Image Analysis System (TeraRecon, Inc., Foster City, CA) running in the same desktop computer.

Inclusion criteria, according to CBCT scans, were teeth presenting intact root structure, complete root formation, no history of endodontic treatment, slightly ($r > 8$ mm) or moderately ($r > 4$ mm and $r < 8$ mm) root curvature radius (12), and root lengths of 20 mm. Exclusion criteria were teeth presenting obturated or obliterated root canals, internal calcifications, internal or external root resorptions, root fractures, or incomplete root formation. A total of 84 teeth were used in this study.

Sample preparation

The samples were held in the same position using a bench vise, and all procedures were conducted by the same operator, a specialist in Endodontics with 15 years of clinical experience. Crowns were flared using a high-speed

handpiece and a #1014 round diamond bur (FG Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Switzerland) and an Endo Z bur (FG Dentsply/Maillefer) under refrigeration. After that, mesial root canals were explored and emptied using stainless steel #10 and #15 K-files (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Switzerland). The working length (WL) was determined using #15 K-file (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Switzerland), which were introduced into the root canals until being visible at the apical foramen. The WL was set 1 mm short of the apex.

The teeth were prepared using instruments of the ProTaper Next[®] (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Switzerland) system, observing standards set by the manufacturer. The sequence used was SX (#19.04), X1 (#17.04), X2 (#25.06), X3 (#30.07), and X4 (#40.06). Root canals were irrigated with 2.5% sodium hypochlorite (Fitofarma, Lt. 20442, Goiânia, Brazil), applied with an Ultradent 5 mL tip and an irrigation tip Navitip (Ultradent, South Jordan, UT) 0.30 mm in diameter, placed at 2 mm short of working length. During root canal preparation, each canal was irrigated with 30 mL of irrigant at each instrument change. Canal preparation was completed when the last instrument reached working length in free rotation. Patency was checked with a #15 K-file (Dentsply/Maillefer, Switzerland). Instruments were replaced after the preparation of three teeth each. After that, the root canals were dried with paper points and irrigated with 5 mL of 17% EDTA, which was left in the canal for 3 minutes to remove the smear layer. The canals were dried again with absorbent paper points after a last irrigation with 5 mL of distilled water. The teeth were randomly divided into 4 experimental groups with 21 specimens each, according to different sealers: Group 1 - Sealapex[®] (Sybron Endo, Glendora, CA, USA); Group 2 - AH Plus[®] (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Switzerland); Group 3 – EndoFill[®] (Dentsply/Maillefer); Group 4 – Bio-C[®] Sealer (Angelus, Londrina, PR, Brazil). The root canals were filled with the corresponding sealers, prepared according to the manufacturers' instructions, and gutta-percha points using the conventional lateral condensation technique.

The 84 samples were sectioned axially using a 4" x 0.12" x 0.12" diamond wafering blade (Extec, Enfield) mounted on a microtome (Isomet 1000, Buehler Ltd.) under water spray, at a calibrated speed of 250 rpm, and at a point 6 mm from the root apex, measured using a 0.01-mm calibrated digital caliper (IV

Electronic Caliper, Fowler/Sylvac). After sectioning, five points were defined using a carbide bur #1/4, as a reference pattern to synchronize the measurements of specimens and CBCT scans, markings on the surface of each sample (X-axis - width, Y-axis - height, and Z-axis - depth). Samples were held stable using condensation silicone, and their axial surface was parallel to the ground. The root filling materials were measured using a 0-25 mm/0.001 mm digital micrometer (Mitutoyo, Suzano, SP, Brazil) calibrated (certificate #07355/8) according to the relevant norms (ABNT NBR/ ISO IEC 170/25 CAL #0031, PML 0003). The dimensions of the original filling material were standard reference (control group) of comparison with the measurements obtained using the BAR filter on CBCT images. The micrometer was held stable on a leveled prefabricated platform, which was lifted to the position for measurement using a metallic elevator. The active end of the digital micrometer, measuring 0.3 mm in diameter, was placed on the samples following the reference of the buccolingual and mesiodistal markings, using an operative microscope (25×, Alliance, São Carlos, SP, Brazil). A pilot study was conducted with one third of the sample to standardize measurements and reduce the possibility of negative events. Two observers with at least 15 years of experience each measured the samples at the same time. The level of interobserver agreement was assessed by kappa statistics.

Images were acquired using the DICOM format and one scanner, owned by a private radiology clinic. The parameters for the 13-bit PreXion 3D Elite (PreXion Inc., San Mateo, CA) scanner were isotropic voxel size of 0.100 mm, FOV of 52 mm × 56.00 mm height by diameter, 33.5-s exposures at 512 exposures per capture, X-ray output of 90 kVp, current of 4 mA, focal spot of 0.20 mm × 0.20 mm, and total beam filtration of >2.5 mm Al.

The 21 samples in each group were distributed and mounted on two separate laboratory condensation silicone (Zetalabor®) disks measuring 50 mm in diameter: one disk held 11 specimens and the other, 10. After that, these bases with the specimens were placed in a plastic container with water to simulate the attenuation of soft facial tissues, after which the CBCT scans were obtained.

After acquisition of images of the bases and image volume reconstruction using the PreXion 3D Elite scanner, the DICOM files were processed using two different software packages: e-Vol DX (CDT Software, Bauru, Brazil) running on

a desktop computer equipped with Windows 10 (Microsoft Corporation, Redmond, WA) and a 4.1-GHz i7-8750 processor (Intel Corporation, Santa Clara, CA), and an 8-GB NVIDIA GTX 1070 graphics card (NVIDIA Corporation, Santa Clara, CA); and the PreXion 3D Image Analysis System (TeraRecon, Inc., Foster City, CA) running on the same desktop computer. All images were displayed and analyzed on a 27-inch P2719H monitor with a 1920 × 1080-pixel resolution (DELL Inc., Eldorado do Sul, Brazil).

A pilot study was conducted with one third of the specimens. Regardless of what software was used, all CBCT scans followed the same synchronization and positioning sequence before measurement with the linear measurement tool. Each sample was first separated from the others using the crop tool, and then aligned to the three anatomical planes – axial, coronal and sagittal – so that the sliced surface was parallel to the ground. For the final positioning of the samples in the software, they were synchronized using the five markings according to X-, Y- and Z-axes and, when necessary, CBCT scans were repositioned to correct parallax errors.

Images were acquired using the DICOM format and a 13 bits PreXion 3D Elite CT scanner (PreXion Inc., San Mateo, CA, USA). Scanner parameters were isotropic voxel size of 0.100 mm; FOV of 56 mm x 52 mm diameter by height; 37-s exposures and 512 exposures per capture; focal spot of 0.20 mm x 0.20 mm; X-ray output of 90 kVp; current of 4 mA; and total beam filtration of >2.5 mm of Al.

The DICOM file was processed using the e-Vol DX software (CDT Software, Bauru, SP, Brazil) on a desktop computer equipped with Windows 10 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA), a 4.1-GHz i7-8750 processor (Intel Corporation, Santa Clara, CA, USA) and an 8-GB NVIDIA GTX 1070 graphics card (NVIDIA Corporation). The captured images were visualized and analyzed using a 27-inch P2719H monitor with a resolution of 1920 x 1080 pixels at 60 Hz (DELL Inc., Eldorado do Sul, RS, Brazil).

For measurements, root filling material diameters on the CBCT scans, the markings were synchronized on the samples according to X-, Y- and Z-axes and, when necessary, CBCT scans were repositioned to correct parallax errors. The e-Vol DX software was used to measure the diameter of the posts on the CBCT scans included in this study. The exact points to be measured, such as the

marking on the edge of the anatomic structures, were defined, and the intermediate grade of the grayscale was adjusted on the CBCT scan. Thin, 0.10-mm slices were obtained from the 3D slices reconstructed using the filter for measurements, and the edge of the anatomic surface was defined on the axial plane. Positions in 3D mode were replicated in multiplanar CBCT image reconstruction, and the correct position was defined using a previously described positioning guide (44). After that, 3D density was adjusted to be on the same dimension as the 2D image. Therefore, dimension was calibrated so that 3D and 2D modes are coincident. This calibration was only performed at the beginning of measurements. From then on, the intermediate grade of the grayscale was checked on the CBCT scans. After one side was done, the guide was moved to the other side, and the same guidelines were followed. The position of the markings was defined on the other edge using the 2D mode as reference.

The sample was positioned and first the color map tool was used. This tool displayed grayscale images in different colors, in the same way as the signal intensity of the material that composed teeth and posts, as interpreted by the software. White or hyperdense images of filling material were primarily displayed in red. All images that were initially red were successively tested using the BAR 2 filter. The final check was performed on the grayscale image, which visually confirmed the outline of the object without any invasion of the hyperdense image into neighboring structures. Filters were selected according to the image color reformatting, and the peripheral area of the post under evaluation was in a color other than red.

The levels of brightness, contrast and improvement were automatically predetermined by the software. The linear measurement tool was set to "millimeter", and the mesiodistal (MD) and buccolingual (BL) diameters were traced and measured on the scans following the markings on the samples. Therefore, the limits of the edge of the filling material were identified on the CBCT scans, and only one measurement was performed. Beam hardening and scattering are inherent to CT acquisition and affect image outlines. Therefore, MD measurements (X-axis) were made using the most external point of the outline of the filling image, that is, the external blooming area, and the internal point of the blooming artifact, which corresponded to the hyperdense margin of the filling image. The same procedure was used for the BL measurement (Y-axis). The

mean value of the two measurements was calculated. The measures were recorded on an Excel spreadsheet for statistical analysis (Table 1, 2, 3 e 4). The analysis of CBCT scans were conducted by two observers (specialist in dental radiology, previously trained to use this software and with more than 15 years of experience). The level of interobserver agreement was evaluated by kappa statistics.

RESULTS

The results are shown in Figure 1. The measures of filling materials using the digital micrometer and the BAR (Blooming Artefact Reduction) filter of the e-Vol DX software on the CBCT images did not promote significant dimensional changes between them ($p > 0.05$).

DISCUSSION

The use of the BAR filter of the e-Vol DX software proved to be effective in reducing the white artifact in CBCT images containing filling materials. Measurements performed with the digital micrometer and with the software did not show significant differences between them.

Artifacts are usually associated with the presence of solid structures and represent distortions in the data that are visualized in the reconstruction of anatomical structures (29). Its presence constitutes a major limitation of the CBCT exam and should be avoided when detailed assessments are necessary (10, 18). Previous studies have demonstrated the occurrence of artifacts in CBCT images when filling materials are present inside the root canal (15, 22, 24, 33).

Progressive advances in knowledge of the production of artifacts in CBCT images have been achieved (20, 21, 25, 34, 45). Studies were developed in the search for a better understanding of the mechanisms involved in the formation of artifacts when filling materials are present in CBCT images (9, 15, 18, 20, 22, 24, 33, 34, 38). Decurcio et al. (33) evaluated artifact discrepancy on CBCT images. The authors observed that the values obtained when measuring the thickness of the filling material in the CBCT images were higher when compared to the original specimens of the teeth and highlighted the presence of filling materials, with high density, as the main cause of artifact. Brito-Junior et al. (15) noted that different endodontic cements were able to generate artifacts of

hypodense striations crossing dentin on CBCT images. Celikten et al. (22) compared the volumetric distortion artifact of endodontic cement comparing different CBCT devices with micro-CT and reported in their results that the artifacts (volumetric distortion) were present in CBCT images, increase in root canal volume compared to the root canal. original volume of the root canal, in the same voxel size. Given the above, the reduction of volume distortion artifact is of particular importance for the proper diagnostic process in Endodontics (20, 32, 46). Misinterpretations in CBCT images can have disastrous consequences (9, 10, 17, 18, 21, 24, 26, 33, 45, 47-49).

Some adjustments such as the field of view (Field of View; FOV) and small voxel, high kilovoltage, low exposure time, reduced milliamperage (mAs), and the use of specific algorithms have minimized the occurrence of artifacts in CBCT images (5, 24, 40). Images with smaller voxel sizes (high resolution) provide more detail and are preferred for viewing complex anatomical structures such as the root canal system of the mesiobuccal roots of maxillary molars and root fracture lines. Celikten et al. (22) and Costa et al. (50) suggested the use of FOV and reduced mAs as a strategy to improve the diagnosis of vertical root fracture in post-rehabilitated teeth. Bueno et al. (9) desenvolveu uma estratégia de navegação dinâmica axial em imagens de TCFC em cortes de 0,1 mm / 0,1 mm até alcançar o ponto específico da perfuração radicular no intuito da atenuação do artefato metálico proveniente de retentor intrarradicular associado à perfuração.

The e-Vol DX was designed as a tool to improve the quality of the CBCT image (10). This software allows high resolution images due to submillimeter voxel sizes, dynamic image navigation in various planes, possibility to change volume parameters such as slice thickness, slice intervals, data correction through image filters, and manipulation of brightness and contrast.

Among the differences between the e-Vol DX and other software are: compatibility with all current CBCT scanners with the ability to export DICOM data, with more comprehensive brightness and contrast adjustment compared to other applications where adjustments are limited, and generally do not support all DICOM dynamic range features; custom cut thickness adjustment, often limited and pre-set in other applications; custom sharpening, often limited in other applications; advanced noise reduction algorithm that improves image quality;

predefined image filters, filters for root canal volume analysis with the ability to magnify the image by more than 1000x (3D reconstructions) without loss of resolution, and automatic image parameter customization for better standardization and research opportunities; capture at 192 dpi screen resolution, with a 384 dpi option, in contrast to 96 dpi for similar applications. It is possible to observe minute details present in a given area, including: lateral canals, perforations, root fractures and even counting how many gutta-percha cones are present in a canal filling (10).

The method of measuring the diameters of filling materials in CBCT images used in this study was recently described by Bueno et al. (41) and consists of establishing the correct positions that will be measured, such as the point on the edge of the anatomical structure and the fit the middle position in the grayscale in the CBCT image. Thin slices (0.10mm) are obtained from 3D slices reconstructed in the filter for measurements, in order to initially determine the edge of the anatomical surface in the axial plane. A replication of positions in 3D mode is performed in multiplanar reconstruction (MPR) on CBCT images, where the correct position is established with the aid of a positioning guide. The 3D density is adjusted so that it is in the same dimension as the 2D image. Then, a dimension calibration is performed to the point where there is a match between 3D and 2D mode. This calibration is done only at the beginning of the measurement. Subsequently, the intermediate position of the division between the gray scale is verified in the CBCT image. Once one side has been completed, the guide is moved to the other side, and the same guidelines as described are followed. The position of the marker on the other edge is defined, using the 2D mode as a reference. A color map is also used to distinguish the different densities of the structures, and to serve as a reference when necessary. The use of the BAR filter and the application of this measurement strategy proved to be effective in reducing the white artifact associated with intraradicular retainers (41-43).

In the methodology of the present study to obtain the actual measurement of the filling material, it was necessary to adopt some measures to reach the same position in the CBCT images, such as the standardization of the root length, assembly and stabilization of the samples in the microtome, preparation and stabilization of a platform with elevator for the uniform use of the

micrometer, making marks with drills on the root of three guide points (X-axis-width, Y-axis-height and Z-axis-depth) for later synchronization, measurement on similar targets in the CBCT images of filling materials and parallax error adjustment (41-43).

Endodontic cement has the function of filling the spaces between the gutta-percha cones and the root canal walls (51). This material must have sufficient radiopacity to distinguish it from adjacent anatomical structures (22, 52). Different commercial presentations of endodontic cements are available on the market (22, 31, 32, 51, 53-56). In the present study, cements containing calcium hydroxide (Sealapex), zinc oxide eugenol (EndoFill), epoxy resin (AH Plus), and calcium silicate (BioC Sealer) were used. AH Plus cement has high radiopacity (31, 55). It presents zirconia and tungsten as main components of its formulation (51). Zirconia has an atomic weight of 40, while tungsten has an atomic weight of 74. Sealapex has been considered a cement with low radiopacity (57, 58). Previous studies have shown changes in its formulation, to which bismuth oxide was added (54, 58). Although bismuth has an atomic weight of 83, it was observed that the concentration of this component is small in Sealapex (51). O EndoFill apresenta adequada radiopacidade, tendo como principal componente o óxido de zinco (31, 51, 55). Elevadas porcentagens de bismuto e bário foram também observadas (15, 51). Zinc and barium have atomic weights of 30 and 56, respectively. BioC Sealer is a bioceramic cement, composed of tricalcium silicate, dicalcium silicate, tricalcium aluminate, calcium oxide, zirconia oxide, silicon oxide, polyethylene glycol and iron oxide (59). According to its manufacturer, the radiopacity of BioC Sealer is associated with the presence of zirconia oxide in its composition (59, 60). For Antunes et al. (53) the presence of calcium, silica and zirconia in the composition of bioceramic cements justifies the good radiopacity of these materials. The presence of radiopacifiers and other chemical substances in endodontic cement formulations can lead to differences in their densities, which seems to be related to the possibility of artifacts in CBCT images (32). Miyashita et al. (32) evaluated the appearance of obturator cement artifacts and observed the existence of correlations between radiopacity on periapical radiographs and the degree of artifacts on CBCT images. The authors suggested that the greater the contrast in the 2D image, the greater the artifacts in the 3D image.

Future studies based on other brands of CT scanners, software and endodontic cements should be carried out with a view to better understanding the processes of formation and attenuation of artifacts in CBCT images of endodontically treated teeth.

CONCLUSION

The use of BAR filter of the e-VoldX software eliminated the interference of white artifact on CBCT scans of teeth with root canal filling materials.

REFERENCES

1. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 1998;8(9):1558-1564.
2. Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 1999;28(4):245-248.
3. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal of Canadian Dental Association* 2006;72(1):75-80.
4. Estrela C, Bueno MR, Azevedo BC, Azevedo JR, Pecora JD. A new periapical index based on cone beam computed tomography. *Journal of Endodontics* 2008;34(11):1325-1331.
5. Estrela C, Couto GS, Bueno MR, Bueno KG, Estrela LRA, Porto OCL, et al. Apical Foramen Position in Relation to Proximal Root Surfaces of Human Permanent Teeth Determined by Using a New Cone-beam Computed Tomographic Software. *J Endod* 2018;44(11):1741-1748.
6. Estrela C, Bueno MR, Leles CR, Azevedo B, Azevedo JR. Accuracy of cone beam computed tomography and panoramic and periapical radiography for detection of apical periodontitis. *J Endod* 2008;34(3):273-279.
7. Estrela C, Bueno MR, De Alencar AH, Mattar R, Valladares Neto J, Azevedo BC, et al. Method to evaluate inflammatory root resorption by using cone beam computed tomography. *J Endod* 2009;35(11):1491-1497.

8. Bueno MR, Estrela C, Granjeiro JM, Estrela MRA, Azevedo BC, Diogenes A. Cone-beam computed tomography cinematic rendering: clinical, teaching and research applications. *Braz Oral Res* 2021;35:e024.
9. Bueno MR, Estrela C, De Figueiredo JA, Azevedo BC. Map-reading strategy to diagnose root perforations near metallic intracanal posts by using cone beam computed tomography. *J Endod* 2011;37(1):85-90.
10. Bueno MR, Estrela C, Azevedo BC, Diogenes A. Development of a New Cone-Beam Computed Tomography Software for Endodontic Diagnosis. *Braz Dent J* 2018;29(6):517-529.
11. Porto OCL, Silva BSF, Silva JA, Estrela CRA, Alencar AHG, Bueno MDR, et al. CBCT assessment of bone thickness in maxillary and mandibular teeth: an anatomic study. *J Appl Oral Sci* 2020;28:e20190148.
12. Estrela C, Bueno MR, Sousa-Neto MD, Pecora JD. Method for determination of root curvature radius using cone-beam computed tomography images. *Braz Dent J* 2008;19(2):114-118.
13. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 2006;72(1):75-80.
14. Bueno MR, Estrela C, Azevedo BC, Cintra Junqueira JL. Root Canal Shape of Human Permanent Teeth Determined by New Cone-Beam Computed Tomographic Software. *J Endod* 2020;46(11):1662-1674.
15. Brito-Junior M, Santos LA, Faria-e-Silva AL, Pereira RD, Sousa-Neto MD. Ex vivo evaluation of artifacts mimicking fracture lines on cone-beam computed tomography produced by different root canal sealers. *Int Endod J* 2014;47(1):26-31.
16. Celikten B, Jacobs R, deFaria Vasconcelos K, Huang Y, Nicolielo LFP, Orhan K. Assessment of Volumetric Distortion Artifact in Filled Root Canals Using Different Cone-beam Computed Tomographic Devices. *J Endod* 2017;43(9):1517-1521.
17. Demirturk Kocasarac H, Helvacioğlu Yigit D, Bechara B, Sinanoglu A, Noujeim M. Contrast-to-noise ratio with different settings in a CBCT machine in presence of different root-end filling materials: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol* 2016;45(5):20160012.

18. Estrela C, Bueno MR, Silva JA, Porto OCL, Leles CR, Azevedo BC. Effect of intracanal posts on dimensions of cone beam computed tomography images of endodontically treated teeth. *Dent. press endod* 2011;28-36.
19. Omar G, Hamed W, Ashmawy MS. Accuracy of artificial bone defects measurements on two cone beam computed tomography scanners. A comparative study. *Future Dental Journal* 2018;4(2):141-145.
20. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol* 2011;40(5):265-273.
21. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics* 2004;24(6):1679-1691.
22. Celikten B, Jacobs R, de Faria Vasconcelos K, Huang Y, Shaheen E, Nicolielo LFP, et al. Comparative evaluation of cone beam CT and micro-CT on blooming artifacts in human teeth filled with bioceramic sealers. *Clin Oral Investig* 2019;23(8):3267-3273.
23. Esmaeli F, Shirmohammadi A, Faramarzie M, Abolfazli N, Rasouli H, Fallahi S. Determination of vertical interproximal bone loss topography: correlation between indirect digital radiographic measurement and clinical measurement. *Iran J Radiol* 2012;9(2):83-87.
24. Vasconcelos KF, Nicolielo LF, Nascimento MC, Haiter-Neto F, Boscolo FN, Van Dessel J, et al. Artefact expression associated with several cone-beam computed tomographic machines when imaging root filled teeth. *Int Endod J* 2015;48(10):994-1000.
25. Bechara B, McMahan CA, Geha H, Noujeim M. Evaluation of a cone beam CT artefact reduction algorithm. *Dentomaxillofac Radiol* 2012;41(5):422-428.
26. Iikubo M, Osano T, Sano T, Katsumata A, Arijji E, Kobayashi K, et al. Root canal filling materials spread pattern mimicking root fractures in dental CBCT images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2015;120(4):521-527.
27. Melo SL, Haiter-Neto F, Correa LR, Scarfe WC, Farman AG. Comparative diagnostic yield of cone beam CT reconstruction using various software programs on the detection of vertical root fractures. *Dentomaxillofac Radiol* 2013;42(9):20120459.
28. Rabelo KA, Cavalcanti YW, de Oliveira Pinto MG, Sousa Melo SL, Campos PSF, de Andrade Freitas Oliveira LS, et al. Quantitative assessment of

image artifacts from root filling materials on CBCT scans made using several exposure parameters. *Imaging Sci Dent* 2017;47(3):189-197.

29. de Rezende Barbosa GL, Sousa Melo SL, Alencar PN, Nascimento MC, Almeida SM. Performance of an artefact reduction algorithm in the diagnosis of in vitro vertical root fracture in four different root filling conditions on CBCT images. *Int Endod J* 2016;49(5):500-508.

30. Borges AH, Mamede-Neto I, Volpato LE, Pedro FL, Bueno MR, Estrela C. Using cone beam computed tomography images to diagnose multiple taurodontisms. *Gen Dent* 2014;62(2):e20-22.

31. Candeiro GT, Correia FC, Duarte MA, Ribeiro-Siqueira DC, Gavini G. Evaluation of radiopacity, pH, release of calcium ions, and flow of a bioceramic root canal sealer. *J Endod* 2012;38(6):842-845.

32. Miyashita H, Asaumi R, Sakamoto A, Kawai T, Igarashi M. Root canal sealers affect artifacts on cone-beam computed tomography images. *Odontology* 2021;109(3):679-686.

33. Decurcio DA, Bueno MR, de Alencar AH, Porto OC, Azevedo BC, Estrela C. Effect of root canal filling materials on dimensions of cone-beam computed tomography images. *J Appl Oral Sci* 2012;20(2):260-267.

34. Bechara B, Alex McMahan C, Moore WS, Noujeim M, Teixeira FB, Geha H. Cone beam CT scans with and without artefact reduction in root fracture detection of endodontically treated teeth. *Dentomaxillofac Radiol* 2013;42(5):20120245.

35. Junqueira RB, Verner FS, Campos CN, Devito KL, do Carmo AM. Detection of vertical root fractures in the presence of intracanal metallic post: a comparison between periapical radiography and cone-beam computed tomography. *J Endod* 2013;39(12):1620-1624.

36. Khedmat S, Rouhi N, Drage N, Shokouhinejad N, Nekoofar MH. Evaluation of three imaging techniques for the detection of vertical root fractures in the absence and presence of gutta-percha root fillings. *Int Endod J* 2012;45(11):1004-1009.

37. Long H, Zhou Y, Ye N, Liao L, Jian F, Wang Y, et al. Diagnostic accuracy of CBCT for tooth fractures: a meta-analysis. *J Dent* 2014;42(3):240-248.

38. Ozer SY. Detection of vertical root fractures of different thicknesses in endodontically enlarged teeth by cone beam computed tomography versus digital radiography. *J Endod* 2010;36(7):1245-1249.
39. Tanomaru-Filho M, Jorge EG, Guerreiro Tanomaru JM, Goncalves M. Radiopacity evaluation of new root canal filling materials by digitalization of images. *J Endod* 2007;33(3):249-251.
40. Cotton TP, Geisler TM, Holden DT, Schwartz SA, Schindler WG. Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. *J Endod* 2007;33(9):1121-1132.
41. Bueno MR, Estrela CRA, Granjeiro JM, Sousa-Neto MD, Estrela C. Method to Determine the Root Canal Anatomic Dimension by using a New Cone-Beam Computed Tomography Software. *Braz Dent J* 2019;30(1):3-11.
42. Estrela C, Costa MVC, Bueno MR, Rabelo LEG, Decurcio DA, Silva JA, et al. Potential of a New Cone-Beam CT Software for Blooming Artifact Reduction. *Braz Dent J* 2020;31(6):582-588.
43. Gregoris Rabelo LE, Bueno MDR, Costa M, de Muisis CR, Estrela CRA, Guedes OA, et al. Blooming artifact reduction using different cone-beam computed tomography software to analyze endodontically treated teeth with intracanal posts. *Comput Biol Med* 2021;136:104679.
44. Bueno MR, Estrela C, Azevedo BC, Cintra Junqueira JL. Root Canal Shape of Human Permanent Teeth Determined by New Cone-Beam Computed Tomographic Software. *J Endod* 2020.
45. Katsumata A, Hirukawa A, Noujeim M, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, et al. Image artifact in dental cone-beam CT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006;101(5):652-657.
46. Patel S, Brown J, Pimentel T, Kelly RD, Abella F, Durack C. Cone beam computed tomography in Endodontics - a review of the literature. *Int Endod J* 2019;52(8):1138-1152.
47. de Oliveira MVL, Santos AC, Paulo G, Campos PSF, Santos J. Application of a newly developed software program for image quality assessment in cone-beam computed tomography. *Imaging Sci Dent* 2017;47(2):75-86.
48. Koc C, Kamburoglu K, Sonmez G, Yilmaz F, Gulen O, Karahan S. Ability to detect endodontic complications using three different cone beam computed

tomography units with and without artefact reduction modes: an ex vivo study. *Int Endod J* 2019;52(5):725-736.

49. Queiroz PM, Groppo FC, Oliveira ML, Haiter-Neto F, Freitas DQ. Evaluation of the efficacy of a metal artifact reduction algorithm in different cone beam computed tomography scanning parameters. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2017;123(6):729-734.

50. Costa FF, Gaia BF, Umetsubo OS, Cavalcanti MG. Detection of horizontal root fracture with small-volume cone-beam computed tomography in the presence and absence of intracanal metallic post. *J Endod* 2011;37(10):1456-1459.

51. Sampaio FC, Alencar AH, Guedes OA, Veloso HH, Santos TO, Estrela C. Chemical elements characterization of root canal sealers using scanning electron microscopy and energy dispersive X-ray analysis. *Oral Health Dent Manag* 2014;13(1):27-34.

52. Grossman LI. An improved root canal cement. *J Am Dent Assoc* 1958;56(3):381-385.

53. Antunes TBM, Janini ACP, Pelepenko LE, Abuna GF, Paiva EM, Sinhorette MAC, et al. Heating stability, physical and chemical analysis of calcium silicate-based endodontic sealers. *Int Endod J* 2021;54(7):1175-1188.

54. Guerreiro-Tanomaru JM, Duarte MA, Goncalves M, Tanomaru-Filho M. Radiopacity evaluation of root canal sealers containing calcium hydroxide and MTA. *Braz Oral Res* 2009;23(2):119-123.

55. Malka VB, Hochscheidt GL, Larentis NL, Grecca FS, Fontanella VR, Kopper PM. A new in vitro method to evaluate radio-opacity of endodontic sealers. *Dentomaxillofac Radiol* 2015;44(5):20140422.

56. Tanomaru-Filho M, Cristine Prado M, Torres FFE, Viapiana R, Pivoto-Joao MMB, Guerreiro-Tanomaru JM. Physicochemical Properties and Bioactive Potential of a New Epoxy Resin-based Root Canal Sealer. *Braz Dent J* 2019;30(6):563-568.

57. Tagger M, Katz A. Radiopacity of endodontic sealers: development of a new method for direct measurement. *J Endod* 2003;29(11):751-755.

58. Tanomaru JM, Cezare L, Goncalves M, Tanomaru Filho M. Evaluation of the radiopacity of root canal sealers by digitization of radiographic images. *J Appl Oral Sci* 2004;12(4):355-357.

59. Alves Silva EC, Tanomaru-Filho M, da Silva GF, Delfino MM, Cerri PS, Guerreiro-Tanomaru JM. Biocompatibility and Bioactive Potential of New Calcium Silicate-based Endodontic Sealers: Bio-C Sealer and Sealer Plus BC. *J Endod* 2020;46(10):1470-1477.
60. Zordan-Bronzel CL, Esteves Torres FF, Tanomaru-Filho M, Chavez-Andrade GM, Bosso-Martelo R, Guerreiro-Tanomaru JM. Evaluation of Physicochemical Properties of a New Calcium Silicate-based Sealer, Bio-C Sealer. *J Endod* 2019;45(10):1248-1252.

Table 1: Measurements of the filling material dimension (Groups 1).

SAMPLE	Groups 1: Sealapex			
	MICROMETER		CBCT	
	BL	MD	BL	MD
1	0.914	0.995	0.914	0.996
2	0.811	0.784	0.812	0.784
3	0.784	0.782	0.784	0.785
4	0.656	0.686	0.656	0.687
5	0.906	0.722	0.907	0.722
6	0.812	0.780	0.814	0.781
7	0.654	0.726	0.654	0.727
8	0.887	0.960	0.887	0.962
9	0.679	0.720	0.680	0.720
10	0.725	0.704	0.726	0.704
11	2.412	0.472	2.449	0.475
12	0.744	0.823	0.744	0.823
13	0.847	0.771	0.847	0.773
14	0.667	0.726	0.667	0.726
15	1.690	0.786	1.693	0.791
16	0.691	0.691	0.691	0.692
17	0.709	0.738	0.710	0.739
18	0.829	0.824	0.829	0.824
19	1.079	0.429	1.084	0.437
20	2.070	0.760	2.095	0.763
21	3.723	0.764	3.737	0.767

VL-vestibulolingual; MD-mesiodistal; CBCT-computed tomography of cone beam

Table 2: Measurements of the filling material dimension(Groups2).

SAMPLE	Groups 2: AH Plus			
	MICROMETER		CBCT	
	BL	MD	BL	MD
1	0.899	0.735	0.899	0.737
2	0.694	0.744	0.694	0.744
3	0.660	0.676	0.660	0.676
4	0.743	0.720	0.745	0.724
5	0.692	0.686	0.695	0.687
6	0.678	0.795	0.679	0.796
7	0.756	0.856	0.756	0.856
8	0.776	0.667	0.778	0.668
9	1.063	0.976	1.065	0.977
10	0.649	0.717	0.651	0.718
11	0.698	0.726	0.700	0.729
12	0.844	0.760	0.850	0.761
13	1.011	0.731	1.013	0.732
14	1.071	0.940	1.075	0.943
15	0.807	0.641	0.807	0.641
16	1.185	0.740	1.189	0.742
17	0.695	0.795	0.697	0.804
18	1.794	0.842	1.800	0.844
19	0.827	0.634	0.830	0.637
20	0.680	0.702	0.683	0.706
21	0.770	0.773	0.773	0.774

VL-vestibulolingual; MD-mesiodistal; CBCT-computed tomography of cone beam

Table 3: Measurements of the filling material dimension(Groups3).

SAMPLE	Groups 3: Endofill			
	MICROMETER		CBCT	
	BL	MD	BL	MD
1	0.756	0.689	0.758	0.691
2	0.739	0.755	0.741	0.757
3	0.662	0.649	0.668	0.658
4	0.684	0.698	0.688	0.704
5	0.709	0.732	0.712	0.736
6	0.730	0.748	0.730	0.749
7	0.749	0.786	0.751	0.788
8	0.761	0.846	0.761	0.847
9	0.753	0.765	0.753	0.765
10	0.783	0.755	0.783	0.755
11	1.410	0.860	1.414	0.864
12	0.681	0.731	0.682	0.732
13	0.634	0.658	0.636	0.666
14	0.690	0.703	0.691	0.703
15	0.738	0.716	0.739	0.718
16	0.713	0.661	0.715	0.663
17	0.802	0.908	0.803	0.908
18	2.885	0.413	2.895	0.416
19	0.828	0.620	0.831	0.624
20	0.730	0.699	0.738	0.704
21	3.948	0.662	3.959	0.664

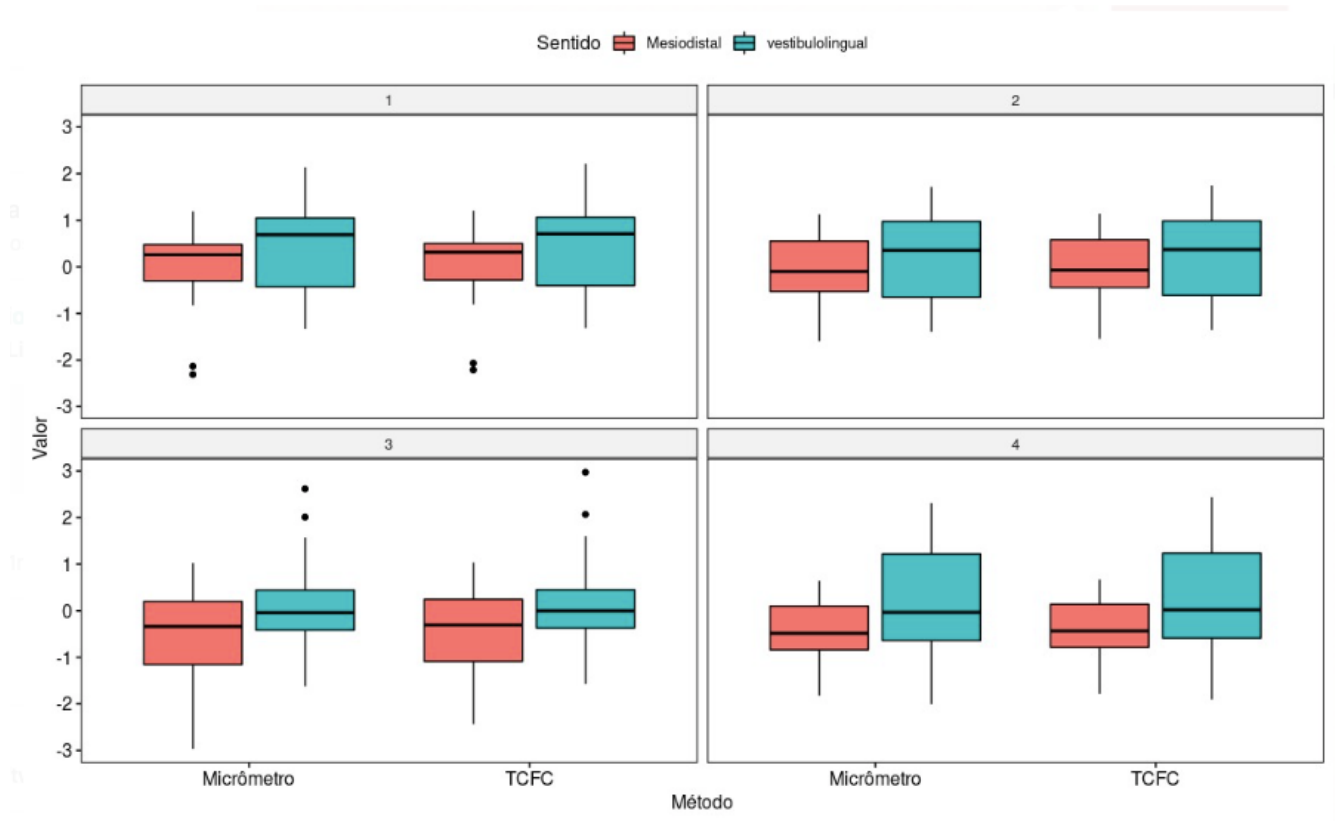
VL-vestibulolingual; MD-mesiodistal; CBCT-computed tomography of cone beam

Table 4: Measurements of the filling material dimension(Groups4).

SAMPLE	Groups 4: Bio C Sealer			
	MICROMETER		CBCT	
	BL	MD	BL	MD
1	0.716	0.690	0.718	0.691
2	0.664	0.704	0.665	0.707
3	0.682	0.702	0.683	0.704
4	0.984	0.695	0.988	0.695
5	1.185	0.796	1.187	0.799
6	0.579	0.622	0.581	0.624
7	0.675	0.730	0.677	0.731
8	0.710	0.806	0.711	0.809
9	0.739	0.658	0.742	0.660
10	0.750	0.693	0.752	0.696
11	1.025	0.685	1.029	0.687
12	0.736	0.753	0.737	0.756
13	1.060	0.741	1.062	0.741
14	1.470	0.747	1.475	0.749
15	0.694	0.642	0.696	0.645
16	0.785	0.744	0.786	0.744
17	0.744	0.638	0.749	0.642
18	3.828	0.760	3.832	0.762
19	0.727	0.710	0.728	0.710
20	1.001	0.798	1.003	0.800
21	0.580	0.604	0.584	0.606

VL-vestibulolingual; MD-mesiodistal; CBCT-computed tomography of cone beam

Figure 18. Representation of the values corresponding to the measurements of the diameters of the different types of filling materials as a function of the measuring instruments (micrometer and the e-Vol DX software) and in the directions (vestibulolingual, mesiodistal)



1-Sealapex; 2-AH Plus; 3-Endofill; 4-Bio C Sealer