



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

**FERNANDA COELHO DA SILVA**

**INFLUÊNCIA DO JANELAMENTO E DE ALGORITMOS DE  
REDUÇÃO DE ARTEFATOS METÁLICOS NA DIMENSÃO  
VOLUMÉTRICA DE MATERIAIS DE ALTA DENSIDADE: UM  
ESTUDO EM TCFC**

***INFLUENCE OF WINDOWING AND METAL ARTEFACT  
REDUCTION ALGORITHMS ON THE VOLUMETRIC DIMENSION  
OF HIGH-DENSITY MATERIALS: A CBCT STUDY***

**Piracicaba**

**2020**

**FERNANDA COELHO DA SILVA**

**INFLUÊNCIA DO JANELAMENTO E DE ALGORITMOS DE  
REDUÇÃO DE ARTEFATOS METÁLICOS NAS DIMENSÕES  
VOLUMÉTRICAS DE MATERIAIS DE ALTA DENSIDADE: UM  
ESTUDO EM TCFC**

***INFLUENCE OF WINDOWING AND METAL ARTEFACT  
REDUCTION ALGORITHMS ON THE VOLUMETRIC DIMENSIONS  
OF HIGH-DENSITY MATERIALS: A CBCT STUDY***

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Mestra em Radiologia Odontológica, na Área de Radiologia Odontológica.

Dissertation presented to the Piracicaba Dental School of the University of Campinas in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Oral Radiology, in Oral Radiology area.

Orientador: Prof. Dr. Sergio Lins de Azevedo Vaz

Este exemplar corresponde à versão final da dissertação defendida pela aluna Fernanda Coelho da Silva e orientada pelo Prof. Dr. Sergio Lins de Azevedo Vaz.

**Piracicaba**

**2020**

Ficha catalográfica  
Universidade Estadual de Campinas  
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba  
Marilene Girello - CRB 8/6159

Si38i Silva, Fernanda Coelho da, 1992-  
Influência do janelamento e de algoritmos de redução de artefatos metálicos nas dimensões volumétricas de materiais de alta densidade : um estudo em TCFC / Fernanda Coelho da Silva. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2020.

Orientador: Sergio Lins de Azevedo Vaz.  
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Artefatos. 2. Tomografia computadorizada de feixe cônico. 3. Materiais dentários. I. Vaz, Sergio Lins de Azevedo, 1984-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

**Título em outro idioma:** Influence of windowing and metal artefact reduction algorithms on the volumetric dimensions of high-density materials : a CBCT study

**Palavras-chave em inglês:**

Artifacts

Cone-beam computed tomography

Dental materials

**Área de concentração:** Radiologia Odontológica

**Titulação:** Mestra em Radiologia Odontológica

**Banca examinadora:**

Sergio Lins de Azevedo Vaz [Orientador]

Flávia Maria de Moraes Ramos Perez

Deborah Queiroz de Freitas França

**Data de defesa:** 24-01-2020

**Programa de Pós-Graduação:** Radiologia Odontológica

**Identificação e informações acadêmicas do(a) aluno(a)**

- ORCID do autor: <https://orcid.org/0000-0001-6107-647X>

- Currículo Lattes do autor: <http://lattes.cnpq.br/9531053937198638>



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**  
**Faculdade de Odontologia de Piracicaba**

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 24 de janeiro de 2020, considerou a candidata FERNANDA COELHO DA SILVA aprovada.

PROF. DR. SERGIO LINS DE AZEVEDO VAZ

PROF<sup>ª</sup>. DR<sup>ª</sup>. FLÁVIA MARIA DE MORAES RAMOS PEREZ

PROF<sup>ª</sup>. DR<sup>ª</sup>. DEBORAH QUEIROZ DE FREITAS FRANÇA

A Ata da defesa, assinada pelos membros da Comissão Examinadora, consta no SIGA/Sistema de Fluxo de Dissertação/Tese e na Secretaria do Programa da Unidade.

## DEDICATÓRIA

à **Nina**,  
ao **Nino**,  
ao **Nilo**  
e ao **Sossô**,

*por serem os jardineiros que  
fazem a minha alma florescer.*

*(Marcel Proust)*

## AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual de Campinas, em nome do reitor Prof. Dr. Marcelo Knobel.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, em nome do diretor Prof. Dr. Francisco Haiter Neto.

À Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, em nome da coordenadora Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Karina Gonzales Silvério Ruiz.

Ao Programa de Pós-Graduação em Radiologia Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, em nome da coordenadora Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Deborah Queiroz de Freitas França.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) - código de financiamento 001, pelo apoio financeiro durante esses dois anos.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Sergio Lins de Azevedo Vaz: agradeço pela paciência, compreensão, gentileza, respeito e confiança. O senhor é um exemplo de postura ética e de luta pela educação, além de uma inspiração na docência, pesquisa e extensão. É uma grande satisfação poder compartilhar conhecimento com o senhor durante a minha pós-graduação. Obrigada, enfim, por sempre se fazer presente, mesmo que fisicamente distante.

Ao Prof. Dr. Francisco Haiter Neto: agradeço pela co-orientação, pelo auxílio em momentos de desespero e por me ajudar a ser objetiva nas tantas vezes em que eu não soube ser. Obrigada pelo incentivo à pró-atividade e à liberdade do aluno enquanto pesquisador.

Aos professores de Radiologia Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP: Prof. Dr. Matheus Lima de Oliveira, Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Deborah Queiroz de Freitas França e Prof. Dr. Francisco Haiter Neto: agradeço pela dedicação com nosso programa, pelas oportunidades e pelo estímulo profissional. Obrigada por confiarem em nós, por nos garantir nosso direito à voz e por compreenderem cada um de nós. A postura e o envolvimento de vocês são fundamentais na harmonia do nosso dia-a-dia e, conseqüentemente, na excelência dos nossos trabalhos.

Aos professores Prof. Dr. Frab Norberto Boscolo e Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Solange Maria de Almeida, pelo legado na Radiologia Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP.

À minha banca de defesa, Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Deborah Queiroz de Freitas França e Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Flávia Maria de Moraes Ramos Perez. Agradeço, da mesma forma, aos membros suplentes Prof. Dr. Frederico Sampaio Neves e Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Anne Caroline Costa Oenning. Agradeço imensamente as considerações, sugestões e críticas ao nosso trabalho, enriquecendo-o.

À minha banca de qualificação, Prof. Dr. Francisco Haiter Neto, Prof. Dr. Matheus Lima de Oliveira e Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Karla de Farias Vasconcelos. Obrigada por aceitarem contribuir com nosso trabalho.

Aos meus queridíssimos avaliadores: deixo aqui meu imenso agradecimento por aceitarem segmentar os cilindros.

À Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Eliana Zandonade e à Daniela Azeredo, da Universidade Federal do Espírito Santo, pelo empenho na nossa estatística.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, em especial ao Paulinho do laboratório de Prótese pelo auxílio e disponibilidade no preparo dos cilindros, ao Marco do laboratório de Materiais Dentários pela confecção do molde para matriz de silicone e à Neide do laboratório de Prótese.

Aos funcionários da divisão de Radiologia Odontológica, Ayrton, Fernando, Luciane, Sarah e Waldeck, pela disposição a sempre ajudar.

À S.I.N. Implantes, por fornecer os cilindros de titânio.

Com muito amor e infinita gratidão, agradeço aos meus pais, Maria do Carmo e Vandef. Mãe, obrigada por ser compreensiva e por se doar às minhas causas com tanto afinco. Você é meu exemplo de luta, de superação, de determinação! Sei que a distância é difícil e que às vezes a solidão dói demais, mas você nunca deixou de me apoiar, me incentivar e de priorizar minha educação. Pai, obrigada pelo apoio e confiança! Obrigada por me estimular no caminho profissional que escolhi e por compreender essa escolha. Obrigada por impulsionar meu crescimento pessoal, e por me inspirar ao saber, ao ser e aos detalhes que a vida oferece. Obrigada por lutar pelo amor e pelo direito à educação e à saúde de qualidade a todos! Eu estou sempre com vocês porque não há outro lugar para estar.

Ao meu irmão Danilo, agradeço por aquecer meu coração a cada sorriso e me lembrar que toda curva no caminho reserva uma paisagem exuberante. Você é luz na minha vida e “todas as coisas são mais lindas quando você está” comigo. Sinto sua falta todos os dias e sou grata por compartilhar esta vida com você. Continue sendo genuíno,

criativo, carinhoso e incansável. Estarei ao seu lado sempre, quando as coisas forem difíceis e quando foram fáceis; quando forem tristes e quando forem alegres.

Ao meu grande amor, Vinícius, agradeço por simplesmente estar comigo. Agradeço por me entender quando às vezes nem eu me entendo. Agradeço pela honestidade, pela lealdade e pelo amor. Obrigada por me estimular, por abraçar minhas batalhas, por se preocupar com meus problemas, por todos os momentos que já vivemos e por pensar comigo sobre nosso futuro. Sem você e seu apoio, todo esse caminho teria sido muito mais árduo. Que continuemos tolerantes e dedicados um ao outro.

À minha família: meus avós, Aristides e Carmem; minhas tias, Aline, Arlete, Cecília, Cleide, Lúcia, Lourdes e Lucilene; meus tios Cesário, Marcos, Miro (a vida pode não ser eterna, mas a saudade é), Tico, Valdir, Zito; todos os meus primos; Leny, Mazinho, Rafael; e Joice. As palavras se perdem quando quero expressar meu amor por vocês e meu reconhecimento por todo o apoio.

A todos os alunos do Programa de Radiologia Odontológica que tive a oportunidade de conviver nesses dois anos! Em especial, às amigadas que cultivamos: Lucas, Hugo, Larissa Reis, Rocharles, Nicolly, Fernanda Reis, Deivi, Maria Clara, Eduarda, Victor, Alessiana, Sâmia, Daniela, Murilo e Yuri. Obrigada por tudo! Obrigada pelos infinitos cafés, pelos almoços no bandeco, pelas risadas, pelas ajudas, pelos conselhos, pelos almoços de sábado e, principalmente, pelas rodinhas de auto-ajuda no Alcindo. Obrigada pela harmonia, por darmos forças uns aos outros e por nos incentivarmos. Somos uma família de alma e, por isso, agradeço por ter vocês em Piracicaba comigo.

Aos meus amigos que permanecem após tantos e tantos anos: Julia, Hugo, Giovana, Rafaela, Giovana Fuzeto, Ricardo, Gustavo, Flávio, Daniel, Nathalia, Alex e Julia Sarmiento. Tantas coisas e tantas fases já vivemos, que agradecer parece até redundante. Obrigada pela companhia, conversas, brisas, risadas, sinceridade, ajuda, amor, tardes de café e noites de diversão. A vida ficaria sem graça sem vocês para compartilhar.

À Ritinha, por ter chegado com muito carinho e por ter sido minha companheira nesses cinco meses. Você fez toda a diferença!



Há muito tempo que eu saí de casa  
Há muito tempo que eu estou na vida  
Foi assim que eu quis, e assim eu sou feliz

Principalmente por poder voltar  
A todos os lugares onde já cheguei  
Pois lá deixei um abraço amigo,  
um canto prá dormir e sonhar

E aprendi que se depende  
Sempre de tanta gente  
Toda pessoa sempre é as marcas  
de outras tantas pessoas

E é tão bonito quando a gente sente  
Que nunca está sozinho por mais que pense estar

É tão bonito quando a gente pisa firme  
Nessas linhas que estão nas palmas de nossas mãos  
**É tão bonito quando a gente vai à vida**  
**Nos caminhos onde bate, bem mais forte o coração.**

*(Adaptado de Gonzaguinha, em "Caminhos do Coração", 1982)*

Acredite naqueles que estão buscando a verdade;  
mas duvide daqueles que alegam que já a encontraram.

*(Adaptado de André Gide, em "Ainsi Soit-Il, Ou Les Jeux Sont Faits", 1952)*

## RESUMO

A alteração volumétrica de materiais de alta densidade encontra-se dentre os artefatos inerentes à tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC). A ferramenta de redução de artefatos metálicos (FRA) pode ser uma opção na atenuação desse artefato, atuando na etapa de reconstrução da imagem, assim como o janelamento é uma maneira de ajustar os tons de cinza representados após a reconstrução. Avaliar a influência do janelamento e da FRA nas dimensões volumétricas de cinco materiais de alta densidade, utilizando dois sistemas de TCFC. Quatro cilindros de cinco materiais de alta densidade (amálgama, cromo-cobalto, guta-percha, titânio e zircônia) foram confeccionados e seus volumes físicos (VF) aferidos. Um fantoma de polimetilmetacrilato contendo os cilindros foi submetido a aquisições nos sistemas Picasso Trio e OP300, com a FRA ativada e desativada. Dois avaliadores segmentaram os volumes tomográficos (VT) dos cilindros utilizando o software ITK-SNAP, em duas etapas: W1 – alta largura e alto nível do ajuste de janela automático; W2 – baixa largura e baixo nível, reduzindo em um terço esses valores automáticos. A alteração volumétrica foi expressa como resultado da subtração entre VT e VF. As análises estatísticas compreenderam o Índice de Correlação Intraclasse (ICC) e análise de variância (ANOVA) para medidas repetidas com teste *post-hoc* de Tukey ( $\alpha = 5\%$ ). Os valores de ICC indicaram excelente reprodutibilidade para os VT. A alteração volumétrica foi influenciada significativamente por todos os fatores e suas interações no Picasso Trio ( $p < 0,05$ ) e por quase todos os fatores e suas interações considerando o OP300 ( $p < 0,05$ ). Guta-percha e titânio obtiveram menor alteração volumétrica, assim como o uso de W1. A ativação da FRA do sistema Picasso Trio subestimou os VT da guta-percha e do titânio e não reduziu significativamente a alteração volumétrica dos outros materiais. A não-ativação da FRA do sistema OP300 resultou em menor alteração volumétrica do que a sua ativação. Guta-percha e titânio apresentaram menor alteração volumétrica do que os outros materiais. Em geral, os algoritmos FRA de ambos os sistemas estudados foram ineficazes em reduzir significativamente a alteração volumétrica de materiais com alto número atômico e alta densidade. Ajustes de janela com altos valores de largura e nível podem ser realizados para avaliar materiais de alta densidade, em ambos os sistemas estudados.

Descritores: Artefatos; Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico; Materiais Dentários.

## ABSTRACT

Volumetric distortion of high-density materials is one of the artefacts inherent to cone beam computed tomography (CBCT). Metal artefact reduction (MAR) algorithms act on image reconstruction and may be an option in mitigating this type of artefact, while windowing is a way of adjusting the represented shades of grey after reconstruction. To assess the influence of windowing and MAR algorithm on the volumetric dimensions of five high-density materials using two CBCT systems. Four cylinders of five high-density materials (amalgam, cobalt-chromium, gutta-percha, titanium and zirconia) were manufactured and their physical volumes (PV) were measured. A polymethylmethacrylate phantom containing the cylinders of each material was submitted to acquisitions in Picasso Trio and OP300 units with their MAR enabled and disabled. Two evaluators segmented the cylinders tomographic volumes (TV) using the ITK-SNAP software in two steps: W1 – high window width and level of the automatic adjustment; W2 - low window width and level, reducing these automatic values by one third. Volumetric distortion was expressed as a subtraction between TV and PV. Statistical analysis comprised the Intraclass Correlation Coefficient (ICC) and Analysis of Variance (ANOVA) for repeated measures with Tukey *post-hoc* test ( $\alpha = 5\%$ ). ICC values indicated excellent reproducibility of TV. Volumetric distortion was significantly influenced by all factors and their interactions in Picasso Trio ( $p < 0.05$ ) and by almost all factors and their interactions considering OP300 ( $p < 0.05$ ). Gutta-percha and titanium obtained the smallest volumetric distortion, as did the use of W1. The activation of MAR algorithm of Picasso Trio underestimated gutta-percha and titanium TV and was inefficient to significantly reduce the volumetric distortion of the other materials. Disabling MAR algorithm of OP300 unit resulted in smaller volumetric distortion than its enabling. Gutta-percha and titanium had smaller volumetric distortion than the other materials. In general, MAR algorithms of both systems were inefficient to significantly reduce the volumetric distortion of high-atomic number and high-density materials. High window width and level can be used to evaluate high-density materials.

Key-words: artifacts; cone beam computed tomography; dental materials.

## SUMÁRIO

<b>1.</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	13
<b>2.</b>	<b>ARTIGO: Influence of windowing and metal artefact reduction algorithms in the volumetric dimensions of high-density materials: a CBCT study</b>	16
	<b>2.1. Abstract</b>	17
	<b>2.2. Introduction</b>	18
	<b>2.3. Material and methods</b>	20
	<b>2.4. Results</b>	24
	<b>2.5. Discussion</b>	29
	<b>2.6. Conclusion</b>	33
	<b>2.7. Acknowledgements</b>	33
	<b>2.8. Conflicts of interest</b>	33
	<b>References</b>	34
<b>3.</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	38
	<b>REFERÊNCIAS</b>	39
	<b>APÊNDICE 1 – Metodologia Detalhada</b>	43
	<b>ANEXOS</b>	55
	<b>Anexo 1 – Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa</b>	55
	<b>Anexo 2 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido</b>	64
	<b>Anexo 3 – Currículo Lattes e Orcid</b>	68
	<b>Anexo 4 – Relatório Turnitin</b>	69
	<b>Anexo 5 – Comprovante de Submissão do Manuscrito</b>	70

## 1. INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada (TC) representou uma revolução no diagnóstico imaginológico uma vez que proporciona imagens tridimensionais possibilitando superar as limitações das imagens bidimensionais referentes à sobreposição de estruturas anatômicas. Com o posterior desenvolvimento da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), a imagem tridimensional se tornou mais acessível e mais adequada à Odontologia, pois possibilita a avaliação de estruturas ósseas e dentárias, além de geralmente utilizar menores doses de radiação quando comparada à tomografia computadorizada *multislice* (TCMS) (Scarfe e Farman, 2008; Pauwels et al., 2012).

Dessa forma, para a Odontologia, a TCFC consiste em um bom auxiliar na complementação de diagnósticos e planejamentos terapêuticos, desde que cautelosamente indicada (Adibi et al., 2012; Sedentex-CT, 2012; ADA, 2012; Oenning et al., 2018). Entretanto, é importante salientar que a TCFC apresenta limitações, em geral relacionadas à projeção geométrica da aquisição, às características do receptor, ao tipo de algoritmo de reconstrução e ao paciente.

Uma das principais limitações a ser considerada diz respeito à geração de artefatos na imagem final (Scarfe e Farman, 2008). Um artefato, na tomografia, é qualquer distorção ou erro que possa ser visualizado nas imagens reconstruídas que, no entanto, não existe no objeto escaneado, podendo ser decorrente do algoritmo de retroprojeção, do paciente e/ou da própria aquisição da TCFC (Schulze et al., 2011). Os artefatos na TCFC contribuem para a degradação da imagem, podendo levar a um diagnóstico falso ou impreciso (Jaju et al., 2013).

Na rotina da clínica odontológica, implantes dentários, acessórios ortodônticos, pinos intrarradiculares, materiais restauradores e materiais obturadores são considerados de alto número atômico e de alta densidade, podendo desencadear a formação de artefatos metálicos (Oliveira et al., 2014; Schulze et al., 2011). Estes irão influenciar na qualidade da imagem (Fontenele et al., 2018; Vasconcelos et al., 2017; Bechara et al., 2012) e podem ser decorrentes, entre outros fatores, do efeito de endurecimento do feixe (Schulze et al., 2011).

Para compreender esse efeito, é importante considerar que o feixe de raios X é polienergético, possuindo fótons de raios X de diversos comprimentos de onda. O endurecimento do feixe ocorre devido à absorção preferencial de fótons de baixa energia por objetos de maior densidade, acarretando em um aumento da energia média do feixe

de raios X que chega ao receptor. Assim sendo, quando na presença de materiais de alta densidade, há o endurecimento do feixe de raios X, originando estrias hipodensas e hiperdensas, o efeito da distorção volumétrica, artefatos do tipo extinção e efeito de volume parcial (Scarfe e Farman, 2008; Schulze et al., 2011; Vasconcelos et al., 2015).

A alteração volumétrica (também conhecida como distorção volumétrica e *blooming*) é um dos artefatos associados a materiais de alta densidade em que o objeto possui um volume tomográfico maior do que o físico (Scarfe e Farman, 2008; Vasconcelos et al., 2015; Codari et al., 2017; Vanderstuyft et al., 2019). O sistema de TCFC, alguns fatores técnicos e o tipo de material podem influenciar essa superestimação do volume do objeto (Codari et al., 2017). A alteração volumétrica pode influenciar negativamente na análise da TCFC porque a alteração das dimensões de um objeto pode interferir nos *voxels* circundantes, anulando informações importantes. Clinicamente, essa alteração pode prejudicar a avaliação de dentes tratados endodonticamente (Celikten et al., 2019) e do osso peri-implantar (Vanderstuyft et al., 2019).

Para a TCFC, alguns parâmetros como tamanho e posicionamento do campo de visão (*field of view* - FOV), qualidade e quantidade do feixe de raios X (influenciadas pelos parâmetros energéticos de exposição), tamanho do voxel e arco de rotação afetam a qualidade e as características da imagem, influenciando na expressão dos artefatos (Brüllmann e Schulze, 2015; Oliveira et al., 2014; Pauwels et al., 2015; Panjnoush et al., 2016; Codari et al., 2017; Vasconcelos et al., 2017). Uma das maneiras de suavizar artefatos relacionados ao metal sem aumentar a dose de radiação para o paciente é a ativação de algoritmos, como a ferramenta de redução de artefatos metálicos (FRA), disponíveis em alguns sistemas de TCFC. Aparentemente, durante a reconstrução, a ativação da FRA coloca na imagem um limiar equivalente aos seus valores médios de cinza, a fim de alterar quaisquer valores extremos produzidos por artefatos, diminuindo a variabilidade dos valores de cinza e homogeneizando-os (Bechara et al., 2013; Queiroz et al., 2017; Queiroz et al., 2018; Vasconcelos et al., 2019). Por outro lado, a ativação desses algoritmos exige um tempo de reconstrução mais longo e ainda não há um consenso se aprimora as tarefas de diagnóstico (Kamburoglu et al., 2013; Bezerra et al., 2015; de-Azevedo-Vaz SL et al., 2016; Costa et al., 2019; Freitas et al., 2019).

O ajuste dos tons de cinza representados na imagem tomográfica realizado durante sua visualização pode ser chamado de janelamento. Este é geralmente aplicado à TCMS para selecionar a visualização dos tecidos moles e ósseos. Nesse sentido, a quantidade de tons de cinza disponível para seleção é definida pela resolução de contraste do sistema ou

profundidade de *bits*. Ademais, a distinção de detalhes não é determinada somente pela resolução espacial, mas também pela resolução de contraste (Pauwels et al., 2012). A literatura mostrou que o janelamento pode influenciar subjetivamente nas medidas ósseas (Spin-Neto et al., 2011), objetivamente na segmentação dentária (Rastegar et al., 2018) e, subjetivamente, na visualização da junção pilar-implante (Carneiro et al., 2019). No entanto, existem poucas informações sobre condições padronizadas desse ajuste em que materiais dentários de alta densidade estão presentes.

No melhor do nosso conhecimento, não existem muitas informações sobre a influência do janelamento e do algoritmo FRA na dimensão volumétrica de objetos de alta densidade. Desse modo, considera-se importante avaliar se esses fatores interferem na alteração volumétrica de objetos de alta densidade e se podem ser considerados eficientes em reduzir esse tipo de artefato. Sendo assim, o objetivo nesse estudo foi avaliar a influência do algoritmo FRA e do janelamento na dimensão volumétrica de materiais de alta densidade em dois sistemas de TCFC.

## **2. ARTIGO: Influence of windowing and metal artefact reduction algorithms on the volumetric dimensions of high-density materials: a cone-beam CT study**

Manuscrito submetido no periódico Dentomaxillofacial Radiology considerado Qualis A2 pela CAPES.

**Full title:** Influence of windowing and metal artefact reduction algorithms on the volumetric dimensions of high-density materials: a cone-beam CT study

**Short title:** Influence of windowing and MAR on volumetric distortion

**Type of manuscript:** Research Article

**Authors:** Fernanda Coelho-Silva<sup>1</sup>, Luciano Augusto Cano Martins<sup>2</sup>, Daniela Azeredo Braga<sup>3</sup>, Eliana Zandonade<sup>4</sup>, Francisco Haiter-Neto<sup>5</sup>, Sergio Lins de Azevedo-Vaz<sup>5,6</sup>.

Qualifications and affiliations:

<sup>1</sup> DDS, MSc student – Department of Oral Diagnosis, Division of Oral Radiology, Piracicaba Dental School, University of Campinas, Piracicaba, Brazil;

<sup>2</sup> DDS, MSc, PhD student – Department of Oral Diagnosis, Division of Oral Radiology, Piracicaba Dental School, University of Campinas, Piracicaba, Brazil;

<sup>3</sup> Bachelor of Statistics in progress, Federal University of Espírito Santo, Espírito Santo, Brazil;

<sup>4</sup> MSc, PhD – Department of Statistics, Federal University of Espírito Santo, Espírito Santo, Brazil;

<sup>5</sup> MSc, PhD – Department of Oral Diagnosis, Division of Oral Radiology, Piracicaba Dental School, University of Campinas, Piracicaba, Brazil;

<sup>6</sup> MSc, PhD – Department of Clinical Dentistry, Federal University of Espírito Santo, Espírito Santo, Brazil.

### **Corresponding author:**

Sergio Lins de-Azevedo-Vaz, e-mail: [sergiolinsv@gmail.com](mailto:sergiolinsv@gmail.com)

Division of Oral Radiology, Department of Oral Diagnosis, Piracicaba Dental School, State University of Campinas

Av. Limeira, 901, PO Box 52; 13414-903, Piracicaba – SP, Brazil Phone/Fax: + 55 19 2106-5327



## Abstract

**Aim:** To assess the influence of windowing and metal artefact reduction (MAR) algorithms on the volumetric dimensions of high-density materials using two CBCT systems. **Methods:** Four cylinders of amalgam, cobalt-chromium, gutta-percha, titanium and zirconia were manufactured and their physical volumes (PV) were measured. A polymethylmethacrylate phantom containing the cylinders was submitted to CBCT acquisitions with Picasso Trio and OP300 units with their MAR enabled and disabled. The tomographic volume (TV) of the cylinders was obtained by semi-automatic segmentation in two steps: W1 – large window width and upper window level; W2 - narrow window width and low window level. Volumetric distortion was expressed as the difference between TV and PV. Statistics comprised intraclass correlation coefficient (ICC) and analysis of variance (ANOVA) for repeated measures with Tukey *post-hoc* test ( $\alpha = 5\%$ ). **Results:** The ICC values indicated excellent reproducibility of TV. Gutta-percha and titanium resulted in the smallest volumetric distortion. Using W1 provided less volumetric distortion for almost all experimental conditions ( $p < 0.05$ ). Activating MAR algorithm of Picasso Trio underestimated gutta-percha and titanium TV ( $p < 0.05$ ) and was inefficient in significantly reducing the volumetric distortion of the other materials ( $p > 0.05$ ). Disabling MAR algorithm of OP300 resulted in smaller volumetric distortion for almost all experimental conditions ( $p < 0.05$ ). **Conclusions:** The TV of gutta-percha and titanium were closer to the PV. In general, the MAR algorithms of both systems were inefficient in significantly reducing the volumetric distortion of high-density materials. We encourage the use of large window width and upper window level to evaluate high-density materials.

**Key-words:** artifacts; cone-beam computed tomography; dental materials.

## INTRODUCTION

Although cone-beam computed tomography (CBCT) is a very precise and useful imaging method in Dentistry, artefacts are considered one of its main disadvantages. An artefact can be defined as an error that appears on the reconstructed image and that does not represent the physical object.<sup>1</sup> The presence of high-density materials in the patient scanned – such as those used for the manufacturing of dental implants, restorations, intracanal materials and metal posts – generates artefacts in the final CBCT volume due to beam hardening, scattering, and partial volume effects.<sup>1</sup>

Volumetric distortion is one of the artefacts associated with high-density materials, i.e., the volume of the scanned object is larger than its physical volume.<sup>2,3</sup> The CBCT device, the material type and some technical factors, such as voxel size and field of view, can influence this overestimation of the object's volume.<sup>4</sup> Volumetric distortion (also known as blooming) can negatively affect CBCT analysis because the dimensional alteration of an object can interfere with the surrounding voxels and annul important information. Clinically, volumetric distortion may impair the evaluation of endodontically treated teeth<sup>5</sup> and of peri-implant bone.<sup>6</sup>

One approach to reduce metal-related artefacts without increasing the radiation dose to the patient is to activate metal artefact reduction (MAR) algorithms available in some CBCT devices. Supposedly, during reconstruction, the activation of MAR assigns to the image a threshold that is equivalent to its regular grey values in order to minimize any extreme values produced by artefacts, decreasing grey value variability and homogenizing them.<sup>7,8,9,10</sup> However, the activation of these algorithms requires a longer reconstruction time and there is no consensus on whether it improves diagnostic tasks.<sup>11,12,13,14,15,16</sup>

Windowing is a process used to adjust the grey tones in tomographic images during their visualization. These adjustments are usually applied to multidetector CT to select between soft and bone tissue visualization. In this regard, the amount of grey tones available for selection is defined by the system's contrast resolution, i.e., bit depth. The literature has shown that windowing may subjectively influence bone limits and consequently bone measurements,<sup>17</sup> objectively influence tooth segmentation,<sup>18</sup> and subjectively affect visualization of implant-abutments.<sup>19</sup> Within this context, little information is available regarding standardized conditions in which high-density dental materials are present. Therefore, the aim of this study was to assess the influence of

windowing and MAR algorithms on the volumetric dimensions of five high-density materials using two CBCT systems.

## MATERIAL AND METHODS

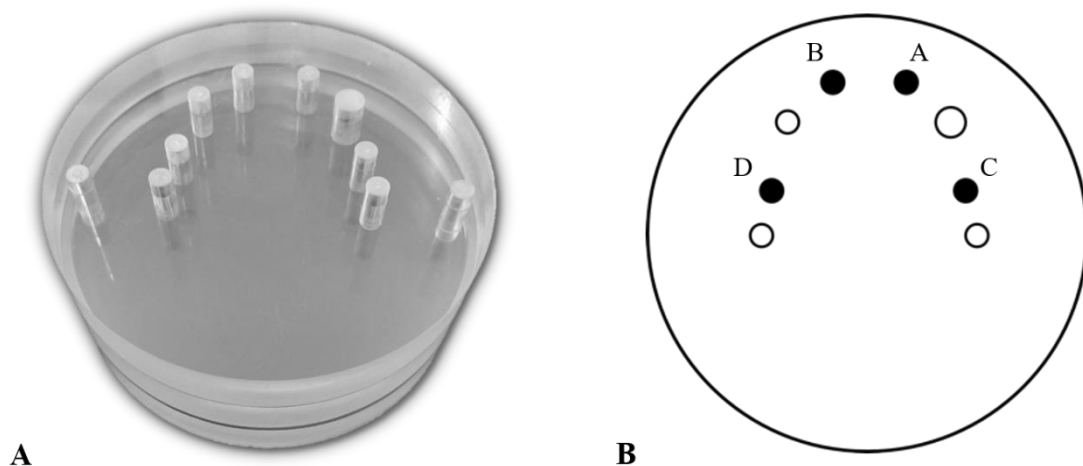
This *in vitro* experimental study was previously approved by the local Ethics Committee (protocol number CAAE 95920918.1.0000.5418, 2.965.934).

## MATERIAL AND METHODS

This *in vitro* experimental study was previously approved by the local Ethics Committee (protocol number CAAE 95920918.1.0000.5418, 2.965.934).

### *Sample preparation*

A polymethylmethacrylate (PMMA) phantom (diameter: 100 mm; height: 43.5 mm) with perforations to mimic a lower dental arch was used in this study (Figure 1A).<sup>20</sup> The following five high-density materials were studied: amalgam dental alloy (Southern Dental Industries Ltd., SDI, Australia); cobalt-chromium (Scardua Laboratory, Vila Velha, Brazil); gutta-percha (Dentsply, Petrópolis, Rio de Janeiro, Brazil); titanium (S.I.N. Implantes, São Paulo, Brazil), and zirconium (Scardua Laboratory, Vila Velha, Brazil). According to the Archimedes' Principle, the physical volume of each cylinder was measured using an analytical scale (Adventurer Pro, OHAUS, Parsippany, USA). This step was repeated three times to ensure high accuracy.



**Figure 1.** **A** – PMMA phantom. **B** – Schematic axial view of the phantom, showing the positions A-B-C-D in which cylinders were inserted (highlighted in black).

### *Image acquisition*

Four cylinders of the same material were placed inside two anterior and two posterior perforations of the phantom (Figure 1B) in order to simulate a more clinical situation since the presence of more than one high-density material is usual. The other perforations were completely filled with PMMA cylinders.

CBCT scans were acquired with the Picasso Trio (E-Woo Technology Co., Ltd./Vatech, Giheung-gu, Korea) and OP300 Maxio (Instrumentarium Dental, Tuusula, Finland) units. The exposure parameters of each system were fixed for all acquisitions, except for the MAR algorithm, which was off and on (Table 1). Each combination of material (5), CBCT unit (2) and MAR algorithm (2) was considered an experimental condition for scanning. Each scan was acquired three times, resulting in 60 CBCT scans.

Table 1. Exposure parameters for each CBCT device.

<b>CBCT device</b>	<b>FOV (cm)</b>	<b>Voxel (mm)</b>	<b>kVp</b>	<b>mA</b>	<b>Scanning time (s)</b>	<b>Number of basis images</b>	<b>Contrast resolution (bit)</b>	<b>MAR algorithm</b>	
Picasso Trio	8.5x12	0.200	90	5	24	424	16	Off	On
OP300	8x15	0.250	90	5	24.3	312	13	Off	On

CBCT – cone-beam computed tomography; FOV – field of view; kVp – kilovoltage peak; mA – milliamperage; MAR – metal artefact reduction.

### *Image evaluation*

Two oral radiologists who were blinded to the experimental conditions independently evaluated the images. The evaluators segmented the cylinder volumes in CBCT by means of a semi-automatic method using the ITK-SNAP 3.6 software.<sup>21</sup> During segmentation, the smallest region of interest (ROI) involving the entire cylinder was selected individually. All ROIs measured 40x40x40 mm. After selecting the “Lower Threshold” option, the observers could decrease or increase the threshold value to comprise the greyscale corresponding to the dimension and morphology of the cylinder. The next step consisted of tracing the volume within the selected threshold using the “Add Bubbles” tool, and then automatically filling in the volume from these bubbles. Finally, fine tuning was accomplished by manually removing or adding pixels, if necessary. At the end of segmentation, the segmented volumes expressed in mm<sup>3</sup> were tabulated in

Microsoft Office Excel spreadsheets (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA).

The segmentation occurred in two steps considering windowing adjustments (Figure 2). Windowing adjustment 1 (W1): large width and upper level using the automatic windowing adjustment of ITK-SNAP. Each image had its own width and level values, applied automatically by the software when opening the image. Windowing adjustment 2 (W2): narrow width and low level, by reducing these to one-third from the automatic values of each image. Considering all experimental conditions, 960 segmentations were obtained.

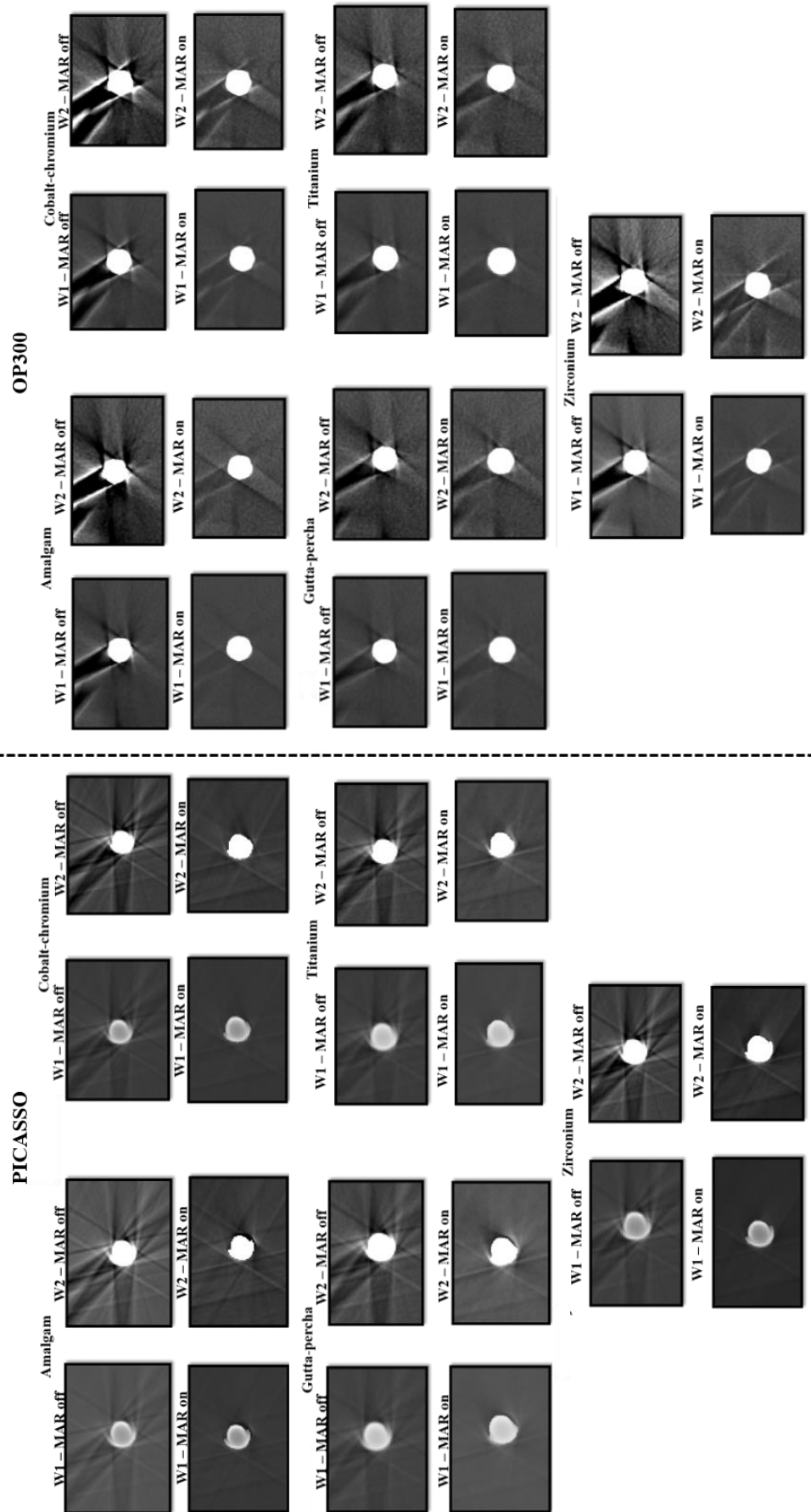
The W1 and W2 evaluations were performed at an interval of 30 days in order to reduce bias associated with the evaluators' memorization. Thirty days after the two steps, 30% of the whole sample was reevaluated to calculate intraexaminer reproducibility.

#### *Statistical analysis*

The numerical differences between the segmented and the physical volumes were calculated as a measure of volumetric distortion, also expressed in mm<sup>3</sup> (continuous quantitative variable). Data were explored using descriptive analysis to better understand the trend of volumetric distortion for each factor studied (material, windowing, and MAR algorithm). The Shapiro-Wilk test confirmed parametric distribution.

Data were submitted to repeated measures ANOVA with Tukey *post-hoc* test at a significance level of 5% to verify if the factors studied and their interactions influence the expression of volumetric distortion. The intraclass correlation coefficient (ICC) was used to calculate intraexaminer and interexaminer reproducibility according to the interpretation of Szklo and Nieto.<sup>22</sup>

Our hypotheses were that materials with the lowest atomic number and physical density (gutta-percha and titanium) would exhibit less volumetric distortion than the other materials and that a large window width and upper window level would reduce volumetric distortion. Regarding MAR, our hypothesis was that the algorithms would be effective in decreasing volumetric distortion.



**Figure 2.** Images of the cylinders (cylinder of position C) in each experimental condition for both CBCT units.

## RESULTS

The ICC for interexaminer reproducibility was 0.9994. The ICC for intraexaminer reproducibility was 0.9973 for observer 1 and 0.9981 for observer 2. These ICC values demonstrated excellent reproducibility of the volumetric measurements performed in our study.

Table 2 shows the mean, standard deviation, percentage and confidence interval of volumetric distortion according to the factors studied for the two CBCT systems. In general, the dimensions of the volumes segmented in Picasso Trio images were closer to the physical ones, as for gutta-percha, titanium and the use of large window width and low level (W1) for both CBCT units. Activation of the Picasso Trio MAR algorithm resulted in lower percentages (1.17%) than its non-activation (10.58%). Disabling the MAR algorithm of the OP300 system estimated the volumetric dimensions closer to the physical ones (29.20%) when compared to activation of the algorithm (37.79%).

Repeated measures ANOVA (Table 3) showed that all factors studied and their interactions influenced the volumetric dimensions for Picasso Trio ( $p < 0.05$ ). For OP300, there were significant differences in almost all factors and their interactions ( $p < 0.05$ ), except for “MAR algorithm-Material” and “Material-MAR algorithm-Windowing” interactions.

Table 4 shows the estimated means and standard deviations of volumetric distortion for each factor studied using the Tukey *post-hoc* test. The use of W1 adjustments provided less volumetric distortions for almost all materials and MAR conditions ( $p < 0.05$ ). The MAR algorithm of Picasso Trio was inefficient in significantly reducing the volumetric distortions of amalgam, cobalt-chromium and zirconium in both windowing adjustments ( $p > 0.05$ ). Enabling the algorithm of Picasso Trio underestimated the measured volumes of gutta-percha and titanium ( $p < 0.05$ ), i.e., the mean measured volumes were smaller than the physical ones. Disabling the MAR algorithm of OP300 resulted in smaller volumetric distortion than enabling it for almost all materials and windowing adjustment conditions ( $p < 0.05$ ), except for titanium in W1 adjustment and gutta-percha in both windowing adjustments. Boxplots illustrating the data are shown in Figure 3.



Table 2. Mean, standard deviation, percentage and confidence interval of volumetric distortion according to material, MAR activation and windowing adjustment obtained for the two CBCT units.

CBCT unit		Mean (SD), mm <sup>3</sup>	Percentage, %	95% CI	
Picasso Trio		Am	17.82 (6.7)	14.58	(15.87-19.87)
		CoCr	11.17 (5.79)	8.64	(9.49-12.86)
	<b>Material</b>	Gu	<b>-0.04 (13.57)</b>	<b>0.03</b>	(-3.98-3.89)
		Ti	<b>1.12 (12.99)</b>	<b>0.86</b>	(-2.64-4.9)
		Zi	13.31 (7.68)	10.78	(11.08-15.55)
	<b>MAR</b>	Off	13.53 (9.66)	10.58	(11.57-15.49)
		On	<b>1.50 (11.16)</b>	<b>1.17</b>	(-1.03-4.04)
	<b>Windowing</b>	W1	<b>3.96 (10.27)</b>	<b>3.10</b>	(2.10-5.81)
		W2	13.4 (11.91)	10.48	(11.24-15.55)
	OP300		Am	52.32 (10.5)	42.80
		CoCr	47.47 (11.58)	36.72	(44.1-50.83)
<b>Material</b>		Gu	<b>33.56 (7.82)</b>	<b>25.17</b>	(31.29-35.83)
		Ti	<b>37.93 (10.82)</b>	<b>28.99</b>	(34.79-41.07)
		Zi	49.62 (10.47)	40.19	(46.58-52.66)
<b>MAR</b>		Off	<b>37.33 (7.58)</b>	<b>29.20</b>	(35.79-38.87)
		On	48.31 (14.23)	37.79	(45.42-51.19)
<b>Windowing</b>		W1	<b>38.81 (11.24)</b>	<b>30.36</b>	(36.78-40.85)
		W2	49.54 (11.4)	38.75	(47.48-51.61)

CBCT – cone-beam computed tomography; SD – standard deviation; CI – confidence interval; MAR – metal artefact reduction; W1 – large window width and upper window level; W2 – narrow window width and low window level; Am – amalgam alloy; CoCr – cobalt-chromium; Gu – gutta-percha; Ti – titanium; Zi – zirconium.

Bold numbers indicate the lowest descriptive values of volumetric distortion considering each condition.

Table 3. Repeated measures ANOVA for material, MAR activation and windowing adjustment obtained for the two CBCT units.

<b>CBCT unit</b>	<b>Factors and interactions</b>	<b>p value</b>
<b>Picasso Trio</b>	Material	<b>0.001</b>
	MAR algorithm	<b>0.001</b>
	MAR algorithm-Material	<b>0.001</b>
	Windowing	<b>0.001</b>
	Windowing-Material	<b>0.001</b>
	MAR algorithm-Windowing	<b>0.001</b>
	Material-MAR algorithm-Windowing	<b>0.023</b>
	Material	<b>0.001</b>
<b>OP300</b>	MAR algorithm	<b>0.001</b>
	MAR algorithm-Material	0.063
	Windowing	<b>0.001</b>
	Windowing-Material	<b>0.001</b>
	MAR algorithm-Windowing	<b>0.008</b>
	Material-MAR algorithm-Windowing	0.642

CBCT – cone-beam computed tomography; MAR – metal artefact reduction.  
 Bold p values indicate statistically significant differences ( $p < 0.05$ ).

Table 4. Estimated means and standard deviations of volumetric distortion according to MAR algorithm and windowing adjustment obtained for the two CBCT units.

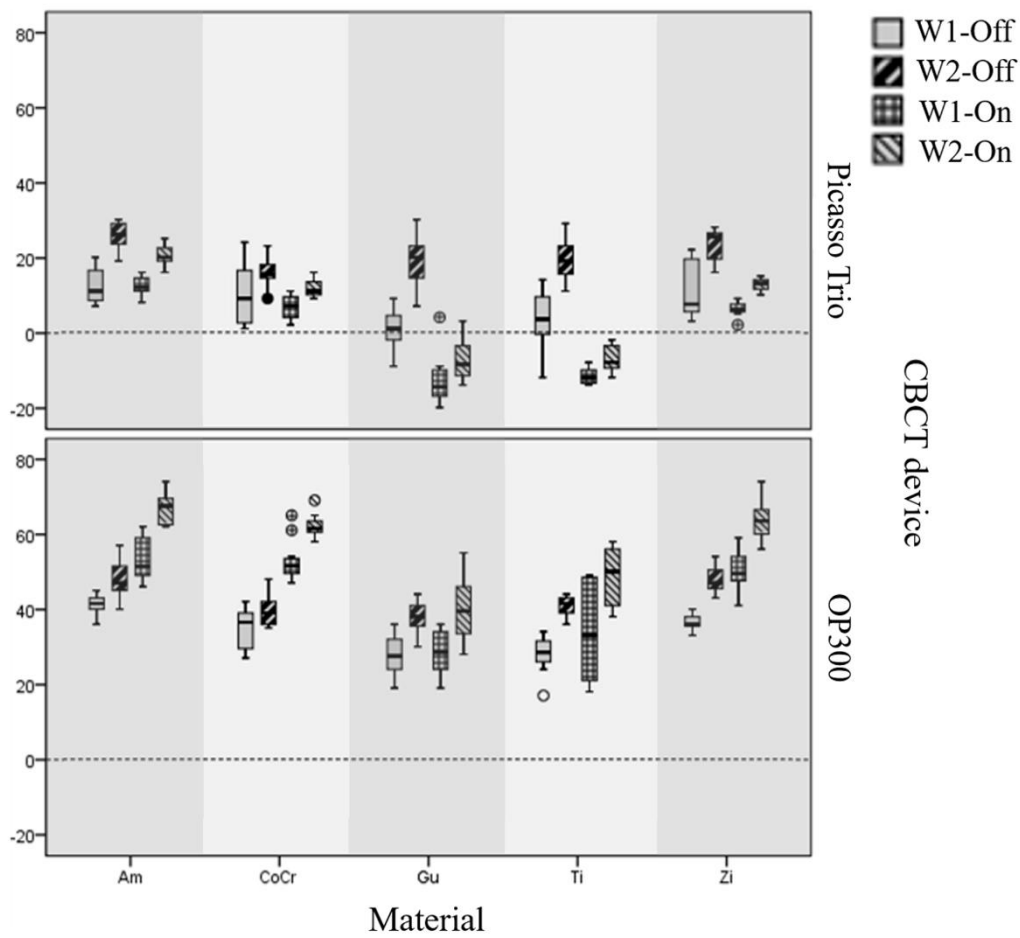
CBCT unit	Material	MAR	Windowing		p value*	
			W1 (SD)	W2 (SD)		
Picasso	Am	Off	12.45 (4.73)	26.04 (3.41)	<b>p&lt;0.01</b>	
		On	12.28 (2.48)	20.52 (2.47)	<b>p&lt;0.01</b>	
		p value**	1.00	0.14		
	CoCr	Off	10.37 (8.38)	15.79 (4.06)	0.16	
		On	6.96 (2.79)	11.58 (2.4)	0.43	
		p value**	0.9	0.62		
	Gu	Off	1.15 (4.87)	19.28 (6.76)	<b>p&lt;0.01</b>	
		On	-12.88 (6.33)	-7.73 (5.03)	0.23	
		p value**	<b>p&lt;0.05</b>	<b>p&lt;0.05</b>		
	Ti	Off	3.84 (7.85)	19.35 (4.97)	<b>p&lt;0.01</b>	
		On	-11.58 (2)	-7.1 (3.24)	0.5	
		p value**	<b>p&lt;0.01</b>	<b>p&lt;0.01</b>		
	Zi	Off	10.9 (7.46)	23.44 (4.12)	<b>p&lt;0.01</b>	
		On	6.12 (1.76)	12.81 (1.29)	<b>p&lt;0.05</b>	
		p value**	0.37	1.00		
	OP300	Am	Off	41.01 (2.42)	47.93 (4.7)	0.14
			On	53.37 (5.65)	66.99 (3.85)	<b>p&lt;0.01</b>
			p value**	<b>p&lt;0.01</b>	<b>p&lt;0.01</b>	
CoCr		Off	35.22 (5.29)	39.74 (5.29)	0.86	
		On	52.84 (5.03)	62.09 (2.97)	<b>p&lt;0.01</b>	
		p value**	<b>p&lt;0.01</b>	<b>p&lt;0.01</b>		
Gu		Off	27.81 (5.34)	37.86 (4.35)	<b>p&lt;0.01</b>	
		On	28.68 (5.35)	39.91 (7.69)	<b>p&lt;0.01</b>	
		p value**	1.00	1.00		
Ti		Off	28.31 (4.57)	40.8 (2.49)	<b>p&lt;0.01</b>	
		On	33.83 (12.67)	48.79 (7.47)	<b>p&lt;0.01</b>	
		p value**	0.54	<b>p&lt;0.01</b>		
Zi		Off	36.78 (2.02)	47.81 (3.51)	<b>p&lt;0.01</b>	
		On	50.34 (5.28)	63.56 (5.35)	<b>p&lt;0.01</b>	
		p value**	<b>p&lt;0.01</b>	<b>p&lt;0.01</b>		

CBCT – cone-beam computed tomography; MAR – metal artefact reduction; W1 – large window width and upper window level; W2 – narrow window width and low window level; SD – standard deviation; Am – amalgam alloy; CoCr – cobalt-chromium; Gu – gutta-percha; Ti – titanium; Zi – zirconium.

\*p value corresponding to comparisons between W1 and W2 considering the same MAR condition.

\*\*p value corresponding to comparisons between MAR algorithm conditions considering the same windowing adjustment.

Bold p values indicate statistically significant differences (p<0.05).



**Figure 3.** Boxplots of measurements considering windowing adjustments (W1 and W2) and MAR activation (Off – without MAR; On – with MAR) for each material and CBCT unit. CBCT device 1 – Picasso Trio; CBCT device 2 – OP300; Am – amalgam alloy; CoCr – cobalt-chromium; Gu – gutta-percha; Ti – titanium; Zi – zirconium. Outliers values are highlighted. The black dotted line on zero represents the absence of volumetric alteration.

## DISCUSSION

### *Windowing adjustments*

Different window widths and levels can influence the representation of grey values and some studies have attempted to identify a better windowing protocol for evaluating bone<sup>17</sup> and for segmenting teeth.<sup>18</sup> Additionally, subjective brightness and contrast adjustments have been shown to improve the visualization of implant-abutment joints.<sup>19</sup> In our study, the windowing adjustments were standardized considering the automatic adjustment made by the ITK-SNAP software (W1). Reducing window values in W2 by one-third from the automatic values (W1) was chosen to test the authors' hypotheses since, subjectively, the cylinders appeared to be larger with W2.

The W1 protocol resulted in significantly lower volumetric distortion compared to W2 for almost all conditions (Table 4). a wider window width implies a larger greyscale, we believe that W1 permits more accurate distribution of the grey tones in order to better represent the high-density cylinders. It is worth mentioning that the automatic windowing adjustment of ITK-SNAP (W1) was the one that most reduced volumetric distortion in our study, but this is not a general rule for all CBCT viewer softwares.

### *MAR algorithms*

The MAR algorithm is currently a hot topic in the literature. Some studies with designs that differ from ours evaluated the effectiveness of MAR algorithms in objectively reducing artefacts other than volumetric distortion.<sup>7,9,10,13,23,24</sup> In those studies, the algorithm did not improve diagnostic tasks when considering other types of artefacts that were not volumetric distortions,<sup>12,13,14,15,16</sup> neither did it reduce artefacts arising from exomass.<sup>25</sup> Another study evaluating other types of artefacts reported a reduction in the diagnostic accuracy of root fracture detection.<sup>11</sup>

Vasconcelos et al. (2015)<sup>3</sup> showed that the MAR algorithm with EndoMode function of Cranex 3D did not reduce volumetric distortion expression and even made it worse according to a subjective analysis. Our results corroborate these findings since neither Picasso Trio nor OP300 MAR was efficient in significantly reducing volumetric distortion in objective analysis. In addition, the activation of MAR resulted in higher volumetric distortion for gutta-percha and titanium in Picasso Trio and for all materials in OP300. Both algorithms may have been helpful in decreasing other artefacts existing in the images, such as hyperdense streaks and hypodense bands, but not volumetric distortion.

Although the MAR algorithm of Picasso Trio was inefficient in significantly reducing volumetric distortion, most descriptive values were lower when MAR was enabled (Table 4, Figure 3). In addition, to the best of our knowledge, this study demonstrates for the first time that this algorithm significantly underestimated the physical volume of gutta-percha and titanium. Subjectively, the cylinders in Picasso Trio images exhibited a discrete shape distortion with a prominent border (Figure 2). Such distortion may be the cause of this underestimation since the volumetric distortions of gutta-percha and titanium were already very small in the mode without MAR. We believe that the MAR algorithm misinterpreted the extreme grey values of the cylinders as artefacts when homogenizing grey values.

### *Materials*

We evaluated five high-density materials with different atomic numbers ( $Z$ ) and densities. Amalgam alloy is composed of mercury ( $Z = 80$ ), silver ( $Z = 47$ ) and zinc ( $Z = 30$ ), and the cylinders had a density of  $10.9 \text{ g/cm}^3$ . The cylinders made of cobalt ( $Z = 24$ ) - chromium ( $Z = 27$ ) alloy had a density of  $7.8 \text{ g/cm}^3$ . Gutta-percha is composed mainly of isoprene rubber with a very low atomic number, as well as zinc oxide ( $Z = 30$ ), and its density was  $2.6 \text{ g/cm}^3$ . Titanium has an atomic number of  $Z = 22$  and density of  $6 \text{ g/cm}^3$ . Finally, the atomic number of zirconium is  $Z = 40$  and its density was  $6.1 \text{ g/cm}^3$ .

Gutta-percha and titanium demonstrated volumetric dimensions closer to their physical ones compared to the other materials studied herein. This result can be explained by their smaller atomic number and density compared to amalgam, cobalt-chromium and zirconium, considering that the higher the atomic number and physical density, the higher is the expression of artefacts.<sup>5,8,9,26</sup> Likewise, titanium also demonstrated the least volumetric distortion when compared to amalgam and copper-aluminum alloys in another study.<sup>4</sup>

### *Repeated measures ANOVA*

When considering Picasso Trio, volumetric distortion was significantly influenced by all factors and interactions. For OP300, the “MAR algorithm-Material” and “Material-MAR algorithm-Windowing” interactions did not significantly influence volumetric distortion. These interactions were not significant since the trend of OP300 MAR did not vary depending on the material, in contrast to the findings for gutta-percha and titanium in Picasso Trio. Unfortunately, manufacturers do not provide information about how

exactly MAR algorithms work. Thus, further studies are necessary to better understand this tool, particularly its impact on volumetric distortion.

#### *CBCT units*

Since some studies have shown that acquisition parameters can influence the expression of artefacts,<sup>1,3</sup> these parameters were kept fixed in all acquisitions with each CBCT system and as similar as possible between the two devices studied. Considering that both systems possess different protocols and characteristics, the volumes measured with Picasso Trio were closer to the physical volumes. We believe that one of the main reasons to explain such finding is the different contrast resolution settings of the two devices (Picasso Trio: 16-bit resolution; OP300: 13-bit resolution). Higher contrast resolution increases the possibility of grey values in the final image, resulting in more representative grey tones for the object.<sup>27</sup> In addition, the slight difference between voxel sizes (Picasso Trio: 0.2 mm; OP300: 0.25 mm) may reduce expression of the partial volume effect in Picasso Trio since smaller voxel sizes better represent the dimensions of an object.<sup>2,28</sup>

#### *Clinical considerations*

The aim of positioning four cylinders inside the phantom in the same acquisition was to simulate a more clinical situation since the presence of more than one high-density material in a patient's dental arch is common. Nevertheless, in addition to volumetric distortion, photon starvation, beam hardening and scattering induced artefacts were also observed in the CBCT scans. However, this condition (i.e., four cylinders inside the phantom) was kept the same for each combination of material, CBCT device and MAR algorithm. In addition, the fact that this is an *in vitro* technical study enabled standardization and control of all variables studied.

The present study assessed the influence of windowing adjustments and MAR algorithms on the volumetric distortion of different high-density materials by volume segmentation. Clinically, volumetric distortion jeopardizes the accuracy of buccal bone thickness measurements around implants.<sup>6</sup> Furthermore, root canal sealers can induce volumetric distortion in CBCT<sup>5</sup> and their effect on root evaluation should be further investigated since the detection of root fractures<sup>11,29</sup> and mesio-buccal canals<sup>30</sup> are challenging diagnostic tasks. We therefore reinforce the relevance of our study because

of its controlled design and because more information about factors that influence volumetric dimensions is required.



## **CONCLUSIONS**

Gutta-percha and titanium showed volumetric dimensions closer to their physical volumes when compared to the other materials. In general, the MAR algorithms of the two systems were inefficient in significantly reducing the volumetric distortion of high-atomic number and high-density materials. For clinical practice, larger window width and upper levels might be considered for reducing volumetric distortion of high-density materials, although possible implications of this procedure for image quality and for the accuracy of a given diagnostic task should be further investigated.

## **Acknowledgements**

This study was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Finance Code 001. At last, the authors would like to thank S.I.N Implantes for providing the titanium cylinders.

## **Conflicts of interest**

The authors declare explicitly that there are no conflicts of interest in relation with this article.

## References

1. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol* 2011; 40: 265–73. doi: <https://doi.org/10.1259/dmfr/30642039>
2. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am* 2008; 52: 707–30. doi: <https://doi.org/10.1016/j.cden.2008.05.005>
3. Vasconcelos KF, Nicolielo LF, Nascimento MC, Haiter-Neto F, Bóscolo 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 Oct;48(10):994-1000. doi: 10.1111/iej.12395
4. Codari M, de Faria Vasconcelos K, Ferreira Pinheiro Nicolielo L, Haiter Neto F, Jacobs R. Quantitative evaluation of metal artifacts using different CBCT devices, high-density materials and field of views. *Clin Oral Implants Res*. 2017 Dec;28(12):1509-1514. doi: 10.1111/clr.13019.
5. 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 Aug;23(8):3267-3273. doi: 10.1007/s00784-018-2748-8.
6. Vanderstuyft T, Tarce M, Sanaan B, Jacobs R, de Faria Vasconcelos K, Quiryne M. Inaccuracy of buccal bone thickness estimation on cone-beam CT due to implant blooming: An ex-vivo study. *J Clin Periodontol*. 2019 Nov;46(11):1134-1143. doi: 10.1111/jcpe.13183. Epub 2019 Sep 9
7. Bechara BB, Moore WS, McMahan CA, Noujeim M. Metal artefact reduction with cone beam CT: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol*. 2012 Mar;41(3):248-53. doi: 10.1259/dmfr/80899839.
8. Vasconcelos TV, Bechara BB, McMahan CA, Freitas DQ, Noujeim M. Evaluation of artifacts generated by zirconium implants in cone-beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2017; 123: 265–72. doi: <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2016.10.021>
9. Queiroz PM, Oliveira ML, Groppo FC, Haiter-Neto F, Freitas DQ. Evaluation of metal artefact reduction in cone-beam computed tomography images of different dental materials. *Clin Oral Investig*. 2018 Jan;22(1):419-423. doi: 10.1007/s00784-017-2128-9.

10. Vasconcelos KF, Codari M, Queiroz PM, Nicolielo LFP, Freitas DQ, Sforza C, et al. The performance of metal artifact reduction algorithms in cone beam computed tomography images considering the effects of materials, metal positions, and fields of view. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2019 Jan;127(1):71-76. doi: 10.1016/j.oooo.2018.09.004. Epub 2018 Sep 26.
11. 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. doi: 10.1259/dmfr.20120245.
12. Kamburoglu K, Kolsuz E, Murat S, Eren H, Yüksel S, Paksoy CS. Assessment of buccal marginal alveolar peri-implant and periodontal defects using a cone beam CT system with and without the application of metal artefact reduction mode. *Dentomaxillofac Radiol.* 2013;42(8):20130176. doi: 10.1259/dmfr.20130176.
13. Bezerra IS, Neves FS, Vasconcelos TV, Ambrosano GM, Freitas DQ. Influence of the artefact reduction algorithm of Picasso Trio CBCT system on the diagnosis of vertical root fractures in teeth with metal posts. *Dentomaxillofac Radiol* 2015; 44: 20140428. doi: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140428>
14. de-Azevedo-Vaz SL, Peyneau PD, Ramirez-Sotelo LR, Vasconcelos K de F, Campos PS, Haiter-Neto F. Efficacy of a cone beam computed tomography metal artifact reduction algorithm for the detection of peri-implant fenestrations and dehiscences. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2016 May;121(5):550-6. doi: 10.1016/j.oooo.2016.01.013.
15. Costa ED, Brasil DM, Queiroz PM, Verner FS, Junqueira RB, Freitas DQ. Use of the metal artefact reduction tool in the identification of fractured endodontic instruments in cone-beam computed tomography. *Int Endod J.* 2019 Oct 26.
16. Freitas DQ, Nascimento EHL, Vasconcelos TV, 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. *Int Endod J.* 2019 Jun;52(6):866-873. doi: 10.1111/iej.13065.
17. Spin-Neto R, Marcantonio E Jr, Gotfredsen E, Wenzel A. Exploring CBCT-based DICOM files. A systematic review on the properties of images used to evaluate maxillofacial bone grafts. *J Digit Imaging.* 2011 Dec;24(6):959-66. doi: 10.1007/s10278-011-9377-y. Review.

18. Rastegar B, Thumilaire B, Odri GA, Siciliano S, Zapala J, Mahy P, et al. Validation of a windowing protocol for accurate in vivo tooth segmentation using i-CAT cone beam computed tomography. *Adv Clin Exp Med*. 2018 Jul;27(7):1001-1008. doi: 10.17219/acem/68117.
19. Carneiro VC, Siqueira CA, Valentim FB, Oliveira AL, Oliveira ML, Azeredo RA, et al. Accuracy of Three Cone Beam Computed Tomography Systems in the Detection of Implant-Abutment Misfit. *Int J Prosthodont*. 2019 Mar/Apr;32(2):198-200. doi: 10.11607/ijp.6127.
20. Martins, Luciano Augusto Cano. Avaliação da influência dos artefatos causados pelo titânio nas estruturas dentárias e ósseas em imagens adquiridas em TCFC com e sem o uso da ferramenta de redução de artefatos. UNICAMP, Piracicaba. 2019 (Article under review)
21. Yushkevich PA, Piven J, Hazlett HC, Smith RG, Ho S, Gee JC, et al. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage*. 2006 Jul 1;31(3):1116-28.
22. Szklo, M.; Nieto, F. J. *Epidemiology: Beyond the Basics* (3<sup>rd</sup> edn). Burlington : Jones & Bartlett Publishers, 2016.
23. 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 Jun;123(6):729-734. doi: 10.1016/j.oooo.2017.02.015.
24. Vasconcelos TV, Leandro Nascimento EH, Bechara BB, Freitas DQ, Noujeim M. Influence of Cone Beam Computed Tomography Settings on Implant Artifact Production: Zirconia and Titanium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019 Sep/Oct;34(5):1114-1120. doi: 10.11607/jomi.7129.
25. Candemil AP, Salmon B, Freitas DQ, Ambrosano GMB, Haiter-Neto F, Oliveira ML. Are metal artefact reduction algorithms effective to correct cone beam CT artefacts arising from the exomass? *Dentomaxillofac Radiol*. 2019 Mar;48(3):20180290. doi: 10.1259/dmfr.20180290.
26. Sancho-Puchades M, Hämmerle CH, Benic GI. In vitro assessment of artifacts induced by titanium, titanium-zirconium and zirconium dioxide implants in cone-beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26: 1222–8. doi: <https://doi.org/10.1111/clr.12438>

27. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(1):20140224. doi: 10.1259/dmfr.20140224. Review.
28. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics.* 2004 Nov-Dec;24(6):1679-91. PubMed PMID: 15537976.
29. Freitas DQ, Vasconcelos TV, Noujeim M. Diagnosis of vertical root fracture in teeth close and distant to implant: an in vitro study to assess the influence of artifacts produced in cone beam computed tomography. *Clin Oral Investig.* 2019 Mar;23(3):1263-1270. doi: 10.1007/s00784-018-2558-z.
30. Coelho MS, Lacerda MFLS, Silva MHC, Rios MA. Locating the second mesiobuccal canal in maxillary molars: challenges and solutions. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2018;10:195–202. Published 2018 Sep 20. doi:10.2147/CCIDE.S154641

### **3. CONCLUSÃO**

A guta-percha e o titânio demonstraram dimensões volumétricas mais próximas das reais do que os outros materiais. Em geral, os algoritmos FRA de ambos os sistemas foram ineficazes em reduzir significativamente a superestimação volumétrica de materiais com alto número atômico e alta densidade. Para a prática clínica, ajustes de janela com altos valores de largura e nível podem ser realizados para avaliar materiais de alta densidade, visando reduzir a alteração volumétrica desses materiais; entretanto, essa aplicação clínica deve ser melhor estudada.

## REFERÊNCIAS

1. Adibi, S.; Zhang, W.; Servos T; O'Neill, P. Cone Beam Computed Tomography for General Dentists. *Open Access Scientific Reports*, v. 1, n. 11, p. 1-5, out. 2012.
2. American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. Clinical recommendations regarding use of cone beam computed tomography in orthodontics. [corrected]. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.*, Philadelphia, v. 116, n. 2, p. 238-257, ago. 2013.
3. Bechara, B. B.; Moore, W. S.; McMahan, C. A.; Noujeim, M. Metal artefact reduction with cone beam CT: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol.*, London, v. 41, n. 3, p. 248–253, mar. 2012.
4. Bechara, B. B.; McMahan, C. A.; Moore, W. S.; Noujeim, M.; Teixeira, F.B.; Geha, H. Cone beam CT scans with and without artefact reduction in root fracture detection of endodontically treated teeth. *Dentomaxillofac Radiol.*, London, v. 42, n. 5, p. 248-253, mar. 2013.
5. Brullmann, D.; Schulze, R. K. W. Spatial resolution in CBCT machines for dental/maxillofacial applications-what do we know today? *Dentomaxillofac Radiol.*, London, v. 44, n. 1, mês. 2015.
6. Carneiro VC, Siqueira CA, Valentim FB, Oliveira AL, Oliveira ML, Azeredo RA, de-Azevedo-Vaz SL. Accuracy of Three Cone Beam Computed Tomography Systems in the Detection of Implant-Abutment Misfit. *Int J Prosthodont.* 2019 Mar/Apr;32(2):198-200. doi: 10.11607/ijp.6127.
7. Codari, M.; Vasconcelos, K. F.; Nicolielo, L. F. P.; Haiter-Neto, F.; Jacobs, R. Quantitative evaluation of metal artifacts using different CBCT devices, high-density materials and field of views. *Clin Oral Implants Res.*, New Jersey, v. 28, n. 12, p. 1509-1514, dez. 2017.
8. Costa ED, Brasil DM, Queiroz PM, Verner FS, Junqueira RB, Freitas DQ. Use of the metal artefact reduction tool in the identification of fractured endodontic instruments in cone-beam computed tomography. *Int Endod J.* 2019 Oct 26.
9. de-Azevedo-Vaz SL, Peyneau PD, Ramirez-Sotelo LR, Vasconcelos Kde F, Campos PS, Haiter-Neto F. Efficacy of a cone beam computed tomography metal artifact reduction algorithm for the detection of peri-implant fenestrations and dehiscences. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2016 May;121(5):550-6. doi: 10.1016/j.oooo.2016.01.013
10. Freitas DQ, Nascimento EHL, Vasconcelos TV, 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. *Int Endod J.* 2019 Jun;52(6):866-873. doi: 10.1111/iej.13065.

11. Fontenele RC, Nascimento EH, Vasconcelos TV, Noujeim M, Freitas DQ. Magnitude of cone beam CT image artifacts related to zirconium and titanium implants: impact on image quality. *Dentomaxillofac Radiol.* 2018 Jul;47(6):20180021. doi: 10.1259/dmfr.20180021.
12. Jaju, P.P.; Jain, M.; Singh, A.; Gupta, A. Artefacts in cone beam CT. *Open J Stomatol.*, v. 3, n. 5, p. 292-297, ago. 2013.
13. Kamburoglu, K.; Kolsuz, E.; Murat, S.; Eren, H.; Yüksel, S.; Paksoy, C.S. Assessment of buccal marginal alveolar peri-implant and periodontal defects using a cone beam CT system with and without the application of metal artefact reduction mode. *Dentomaxillofac Radiol*, London, v. 42, n. 8, ago. 2013.
14. Martins, Luciano Augusto Cano. Avaliação da influência dos artefatos causados pelo titânio nas estruturas dentárias e ósseas em imagens adquiridas em TCFC com e sem o uso da ferramenta de redução de artefatos. UNICAMP, Piracicaba. 2019.
15. Oenning AC, Jacobs R, Pauwels R, Stratis A, Hedesi M, Salmon B; DIMITRA Research Group, <http://www.dimitra.be>. Cone-beam CT in paediatric dentistry: DIMITRA project position statement. *Pediatr Radiol.* 2018 Mar;48(3):308-316. doi: 10.1007/s00247-017-4012-9.
16. Oliveira, M.L.; Freitas, D.Q.; Ambrosano, G.M.; Haiter-Neto, F. Influence of exposure factors on the variability of CBCT voxel values: a phantom study. *DentomaxillofacRadiol*, London, v. 43, n. 6, jul. 2014.
17. Panjnoush, M. Effect of Exposure Parameters on Metal Artifacts in Cone Beam Computed Tomography. *J Dent (Tehran)*, Tehran, v. 13, n. 3, p. 143-150, jun. 2016.
18. Pauwels, R.; Beinsberger, J.; Stamatakis, H.; Tsiklakis, K.; Walker, A.; Bosmans, H.; Bogaerts, R.; Jacobs, R.; Horner, K.; and The SEDENTEXCT Project Consortium. Comparison of spatial and contrast resolution for cone-beam computed tomography scanners. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.*, Philadelphia, v. 114, n. 1, p. 127-135, jul. 2012.
19. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(1):20140224. doi: 10.1259/dmfr.20140224. Review.
20. 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 Jun;123(6):729-734. doi: 10.1016/j.oooo.2017.02.015.
21. Queiroz, P.M.; Oliveira, M.L.; Groppo, F. C.; Haiter-Neto, F.; Freitas, D. Q. Evaluation of metal artefact reduction in cone-beam computed tomography images of different dental materials. *Clin. oral investig.*, Berlin, v. 22, n. 1, p. 419-423, jan. 2018.
22. Rastegar B, Thumilaire B, Odri GA, Siciliano S, Zapala J, Mahy P, Olszewski R. Validation of a windowing protocol for accurate in vivo tooth segmentation using i-CAT



cone beam computed tomography. *Adv Clin Exp Med*. 2018 Jul;27(7):1001-1008. doi: 10.17219/acem/68117.

23. Scarfe, W.C.; Farman, A.G. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dent. clin. North Am., Philadelphia*, v. 52, n. 4, p. 707-730, out. 2008.

24. Schulze, R. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol*, London, v. 40, p. 265-273, jul. 2011.

25. SEDENTEXCT; EUROPEAN ATOMIC ENERGY COMMUNITY (EURATOM). Radiation Protection N° 172: Cone Beam CT For Dental and Maxillofacial Radiology. Evidence-Based Guidelines. March. 2012.

26. Spin-Neto R, Marcantonio E Jr, Gotfredsen E, Wenzel A. Exploring CBCT-based DICOM files. A systematic review on the properties of images used to evaluate maxillofacial bone grafts. *J Digit Imaging*. 2011 Dec;24(6):959-66. doi: 10.1007/s10278-011-9377-y. Review.

27. Szklo, M.; Nieto, F. J. *Epidemiology: Beyond the Basics*. Burlington : Jones & Bartlett Publishers, 2016. 3<sup>a</sup> ed.

28. Vanderstuyft T, Tarce M, Sanaan B, Jacobs R, de Faria Vasconcelos K, Quiryneen M. Inaccuracy of buccal bone thickness estimation on cone-beam CT due to implant blooming: An ex-vivo study. *J Clin Periodontol*. 2019 Nov;46(11):1134-1143. doi: 10.1111/jcpe.13183. Epub 2019 Sep 9.

29. Vasconcelos KF, Nicolielo LF, Nascimento MC, Haiter-Neto F, Bóscolo FN, Van Dessel J, EzEldeen M, Lambrechts I, Jacobs R. Artefact expression associated with several cone-beam computed tomographic machines when imaging root filled teeth. *Int Endod J*. 2015 Oct;48(10):994-1000. doi: 10.1111/iej.12395.

30. Vasconcelos KF, Codari M, Queiroz PM, Nicolielo LFP, Freitas DQ, Sforza C, Jacobs R, Haiter-Neto F. The performance of metal artifact reduction algorithms in cone beam computed tomography images considering the effects of materials, metal positions, and fields of view. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2019 Jan;127(1):71-76. doi: 10.1016/j.oooo.2018.09.004. Epub 2018 Sep 26.

31. Vasconcelos TV, Bechara BB, McMahan CA, Freitas DQ, Noujeim M. Evaluation of artifacts generated by zirconium implants in cone-beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2017; 123: 265–72. doi: [https:// doi.org/10.1016/j.oooo.2016.10.021](https://doi.org/10.1016/j.oooo.2016.10.021)

32. Vasconcelos TV, Leandro Nascimento EH, Bechara BB, Freitas DQ, Noujeim M. Influence of Cone Beam Computed Tomography Settings on Implant Artifact Production: Zirconia and Titanium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019 Sep/Oct;34(5):1114-1120. doi: 10.11607/jomi.7129.

33. Yushkevich, P. A.; Piven, J.; Hazlett, H. C.; Smith, R. G.; Ho, S.; Gee, J. C.; Gerig, G. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly

improved efficiency and reliability. Neuroimage, Orlando, v. 31, n. 3, p. 1116-1128, jul. 2006.

## APÊNDICE 1

### METODOLOGIA DETALHADA

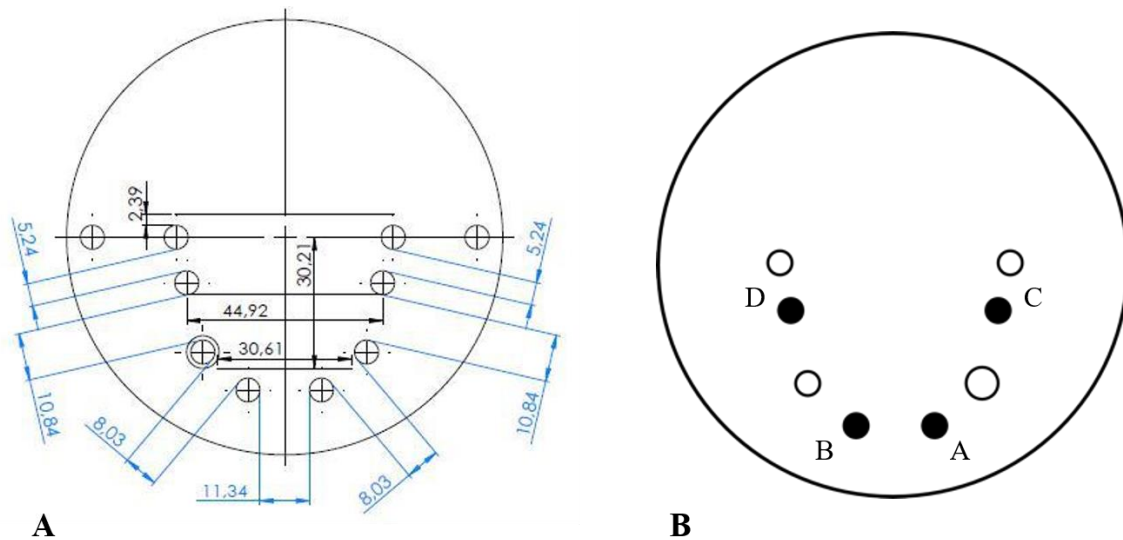
#### 1. Aspectos Éticos

Este foi um estudo *in vitro*, experimental, executado na Universidade Estadual de Campinas, na Faculdade de Odontologia de Piracicaba (FOP-UNICAMP), no Departamento de Diagnóstico Oral - Área de Radiologia Odontológica, após aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba (UNICAMP) pelo número de protocolo CAAE 95920918.1.0000.5418, parecer número 2.965.934, em 17 de outubro do ano de 2018 (Anexo II).

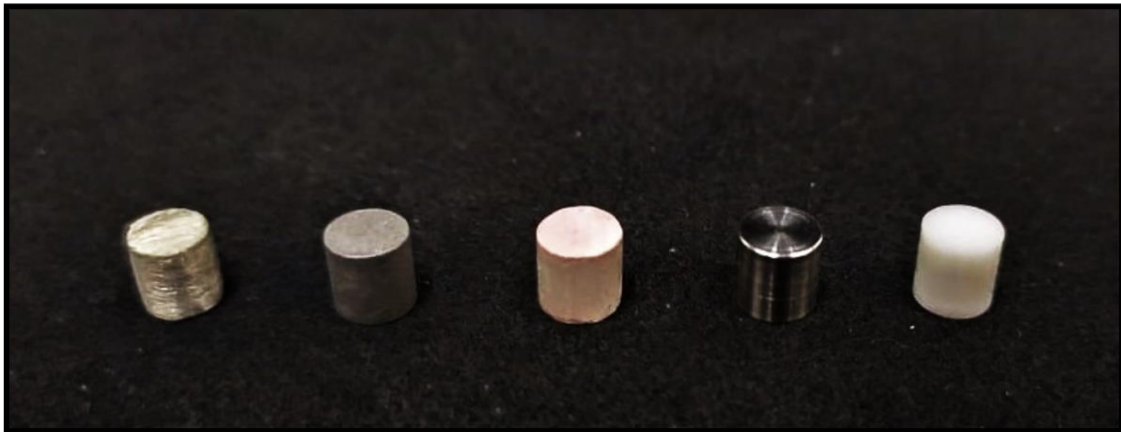
#### 2. Preparo e confecção da amostra

Utilizou-se um fantoma confeccionado de polimetilmetacrilato com três placas circulares de 100 mm de diâmetro e 14,5 mm de espessura cada (Martins, LAC; 2019); estas placas eram mantidas fixas por dois cilindros de polimetilmetacrilato localizados em perfurações laterais. A placa intermediária continha oito perfurações cilíndricas delineadas a fim de mimetizar o formato de um arco dentário inferior (Figura 1A); destas, oito correspondiam aos dentes 37, 36, 34, 32, 42, 44, 46 e 47 (Sousa, et al., 2012, Yamaguto, et al., 2005).

Em quatro das oito perfurações do fantoma (Figura 1B), introduziu-se quatro cilindros de cinco materiais de alto número atômico comumente utilizados no dia-a-dia odontológico: liga de amálgama de prata (Am), cromo-cobalto (Cc), guta-percha (Gu), titânio (Ti) e zircônia (Zi) (Figura 2). A liga de amálgama é composta por mercúrio ( $Z = 80$ ), prata ( $Z = 47$ ) e zinco ( $Z = 30$ ) e os cilindros têm uma densidade de  $10,9\text{g} / \text{cm}^3$ . Os cilindros da liga de cobalto ( $Z = 24$ )-cromo ( $Z = 27$ ) apresentam uma densidade de  $7,8\text{g} / \text{cm}^3$ . O guta-percha é composto principalmente por borracha de isopreno com um número atômico muito baixo, mas também por óxido de zinco ( $Z$  de zinco = 30) e sua densidade é de  $2,6\text{g} / \text{cm}^3$ . O titânio possui um valor numérico atômico de 22 e densidade de  $6\text{g} / \text{cm}^3$ . Finalmente, o número atômico de zircônio é 40 e sua densidade é  $6,1\text{g} / \text{cm}^3$ .



**Figura 1.** **A** – Vista axial de um esquema do *phantom*. **B** – Vista axial das perfurações (A-B-C-D) nas quais os cilindros foram introduzidos (destacados em preto).



**Figura 2.** Cilindros de amálgama, cromo-cobalto, gutta-percha, titânio e zircônia (da esquerda para a direita).

Para a confecção dos cilindros de amálgama e gutta-percha, utilizou-se uma matriz de silicone por condensação (Zetaplus Denso – Zhermac) com 5,5 mm de diâmetro e 5,4 mm de altura. Cápsulas de amálgama Permite (Southern Dental Industries Ltd. - SDI, Austrália) com 47,9% de mercúrio foram manipuladas em um amalgamador Ultramat 2 (Southern Dental Industries Ltd. - SDI) por oito segundos e seu conteúdo foi condensado no interior da matriz com um Condensador Ward Duflex (SS White, Rio de Janeiro, Brasil). Para confeccionar os cilindros de gutta-percha, bastões de gutta-percha Odahcam (Dentsply, Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil) foram aquecidos no interior de uma seringa endodôntica e o seu conteúdo foi introduzido, na fase plástica, no interior da matriz e condensado com um calcador Paiva 22 (Golgran, São Caetano do Sul, Brasil). Após 30 minutos, as amostras dos cilindros de gutta-percha e de amálgama foram removidas do

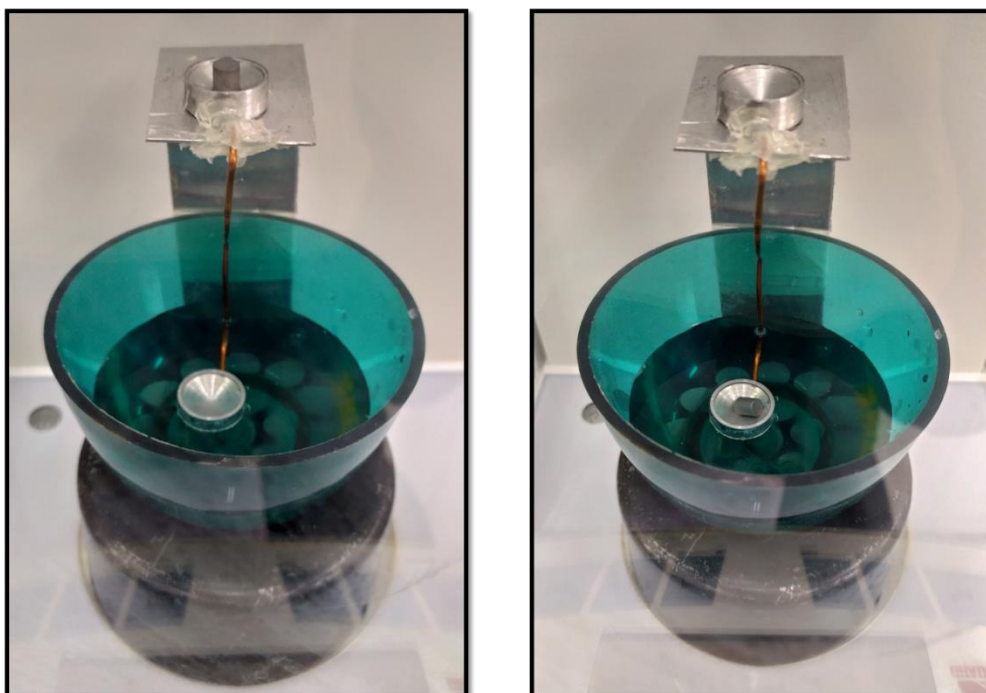
interior da matriz. Os cilindros de cromo-cobalto e de zircônia foram usinados por sistema CAD-CAM a partir de um arquivo em .stl (Scardua - Laboratório de Prótese Dentária (Vila Velha – ES). Os cilindros de titânio foram fornecidos pela S.I.N. Implantes (São Paulo, Brasil). De acordo com o Princípio de Arquimedes, a massa e a densidade de cada cilindro foram adquiridas utilizando uma balança (Figura 3, 4 e 5) (Discovery, OHAUS, Parsippany, Estados Unidos da América) e, então, o volume de cada cilindro foi obtido (Tabela 1). Esse passo foi repetido três vezes para garantir alta acurácia dos valores obtidos.



**Figura 3.** Balança Discovery – OHAUS.



**Figura 4.** Aferição de massa de um cilindro de guta-percha.



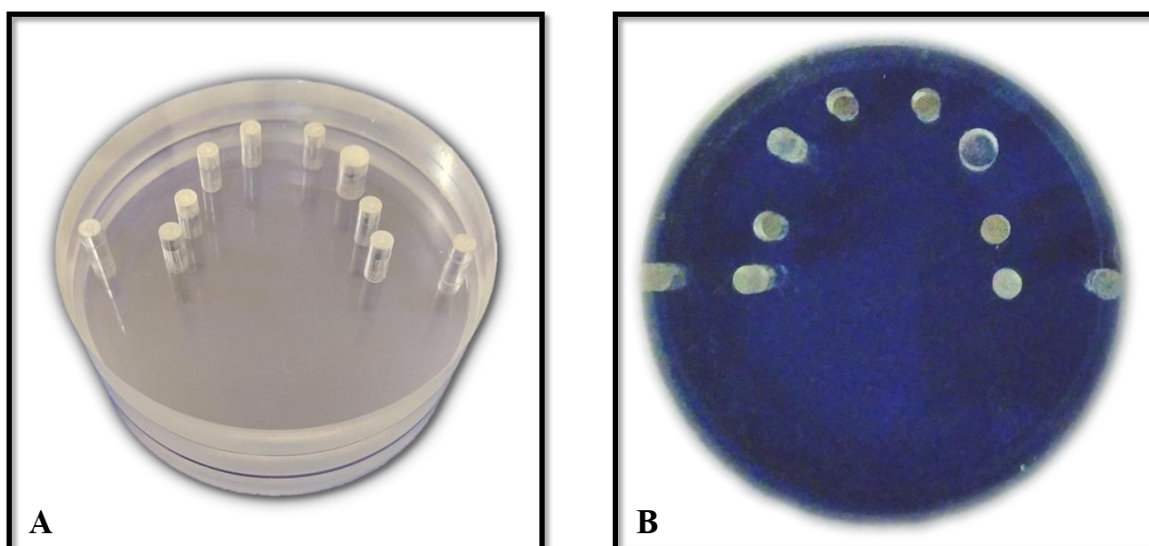
**Figura 5.** Aferição da densidade de um cilindro de cromo-cobalto, de acordo com o Princípio de Arquimedes.

**Tabela 1.** Volume real de cada cilindro.

Material	Cilindro	Volume (mm <sup>3</sup> )
Amálgama	A	124.81
	B	114.80
	C	121.12
	D	119.67
Cromo-cobalto	A	128.48
	B	127.02
	C	127.64
	D	130.10
Guta-percha	A	131.36
	B	132.51
	C	127.57
	D	135.33
Titânio	A	130.88
	B	131.08
	C	131.09
	D	130.79
Zircônia	A	124.34
	B	126.91
	C	125.62
	D	122.56

### 3. Aquisição das imagens

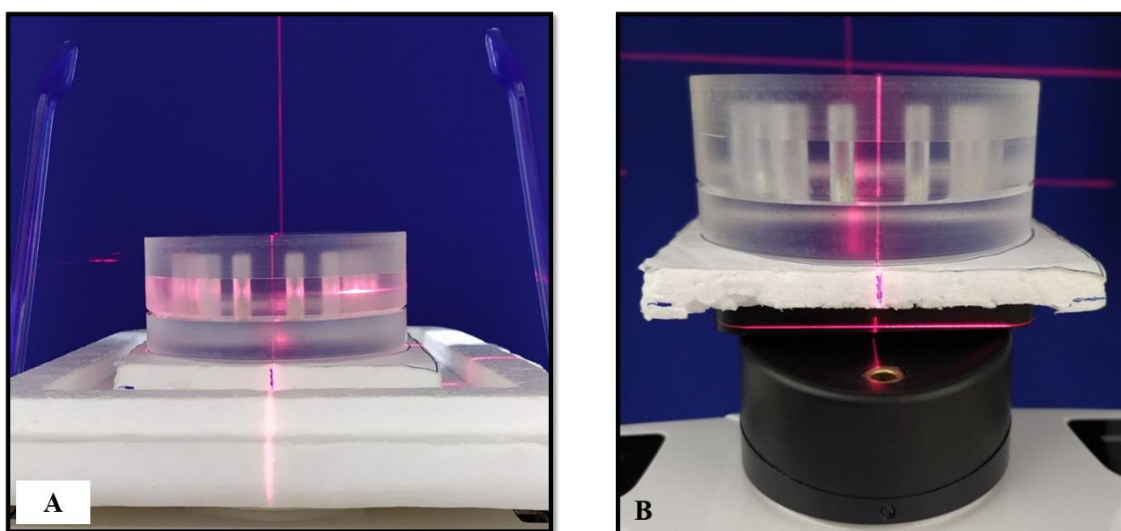
Para a aquisição das imagens de cada material, foram inseridos quatro cilindros nas perfurações correspondentes aos dentes 36, 32, 42, 46; as demais perfurações foram totalmente preenchidas com cilindros de polimetilmetacrilato (Figura 1B e Figura 6).



**Figura 6.** A – Fantoma de PMMA com suas três placas. B – Placa intermediária do fantoma com quatro cilindros de amálgama em seu interior e as outras perfurações preenchidas com cilindros de PMMA.

As imagens do presente estudo foram adquiridas nos aparelhos Picasso Trio (E-Woo Technology Co., Ltd./Vatech, Giheung-gu, Korea), cuja resolução de contraste para

TCFC é de 16 bits, e OP300 Maxio (Instrumentarium Dental, Tuusula, Finlândia), com 13 bits de resolução de contraste, de acordo com os fabricantes. Uma base de isopor foi utilizada como guia para posicionar o fantoma sempre na mesma posição (Figura 7). Para cada sistema, os parâmetros exposição foram mantidos fixos para todas as aquisições, exceto pela condição de FRA (Tabela 2).



**Figura 7.** **A** – Posicionamento do fantoma para aquisição no aparelho Picasso Trio. **B** – Posicionamento do fantoma para aquisição no aparelho OP300.

**Tabela 2.** Parâmetros de aquisição.

Aparelho de TCFC	FOV	Voxel	kVp	mA	Tempo de escaneamento	Número de imagens base	FRA
Picasso Trio	8.5x12 cm	0,2 mm	90	5	24 s	424	Off e on
OP300	8x15 cm	0,25 mm	90	5	24,3 s	312	Off e on

TCFC – tomografia computadorizada de feixe cônico; FOV – *field of view* (campo de visão); kVp – quilovoltagem pico; mA – miliamperagem; FRA – ferramenta de redução de artefatos.

Na Tabela 3, encontram-se descritas todas as condições experimentais deste estudo no fantoma. Cada protocolo foi submetido a três aquisições devido a possíveis oscilações da corrente elétrica e formação de raios secundários, que poderiam influenciar na formação das imagens e, conseqüentemente, na distorção volumétrica. Dessa forma, 30 aquisições tomográficas foram realizadas por aparelho, ou seja, 60 volumes tomográficos foram adquiridos no total.



**Tabela 3.** Condições experimentais no fantoma.

Protocolo	Aparelho	Material	FRA
A1		Amálgama	Off
A2		Amálgama	On
B1		Cromo-cobalto	Off
B2		Cromo-cobalto	On
C1	Picasso Trio	Guta-percha	Off
C2		Guta-percha	On
D1		Titânio	Off
D2		Titânio	On
E1		Zircônia	Off
E2		Zircônia	On
F1		Amálgama	Off
F2		Amálgama	On
G1		Cromo-cobalto	Off
G2		Cromo-cobalto	On
H1	OP300 Maxio	Guta-percha	Off
H2		Guta-percha	On
I1		Titânio	Off
I2		Titânio	On
J1		Zircônia	Off
J2		Zircônia	On

FRA – ferramenta da redução de artefatos.

#### 4. Avaliação das imagens

As segmentações semi-automáticas dos volumes dos cilindros foram realizadas por dois avaliadores com formação em Radiologia Odontológica e previamente treinados, utilizando o software ITK-SNAP versão 3.6 (Yushkevich et al., 2006). Estes avaliadores foram apresentados ao trabalho e, com sua concordância em participar, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo II).

Para a segmentação, o avaliador selecionava, primeiramente, a região de interesse (ROI) com tamanho pré-determinado de 40x40x40 pixels, a fim de englobar todo o cilindro (Figura 8); cada cilindro do volume tomográfico foi segmentado separadamente. Após selecionar a opção de *thresholding* “*Lower Threshold*”, o avaliador poderia diminuir ou aumentar o valor de *thresholding* de modo que se abrangesse os tons de cinza de interesse correspondentes ao cilindro (Figura 9). O próximo passo consistia na adição de bolhas no interior do *thresholding* selecionado (Figura 10) e, posteriormente, o preenchimento automático do volume era ativado a partir das bolhas (Figura 11). Por fim, o refinamento da segmentação era realizado, removendo pixels que não correspondessem ao cilindro e adicionando pixels do cilindro que não estavam selecionados (Figura 12). Ao final da segmentação, o programa fornecia os dados volumétricos da região segmentada e o avaliador os tabulava na planilha do programa Microsoft Office Excel (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, EUA).

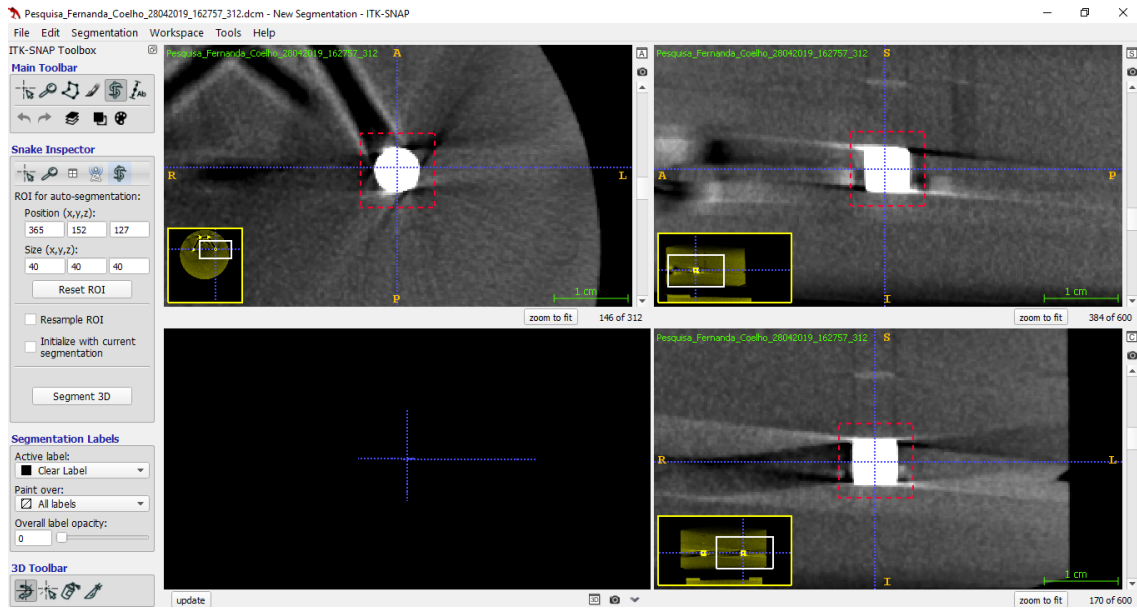


Figura 8. Seleção da ROI.

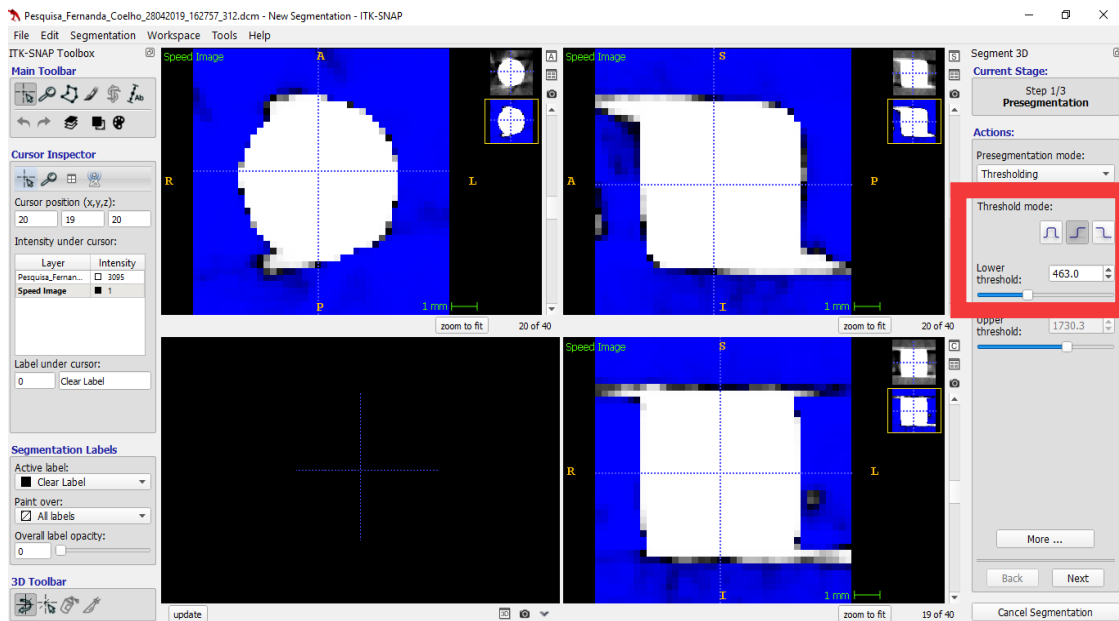


Figura 9. Seleção do valor de *threshold*.

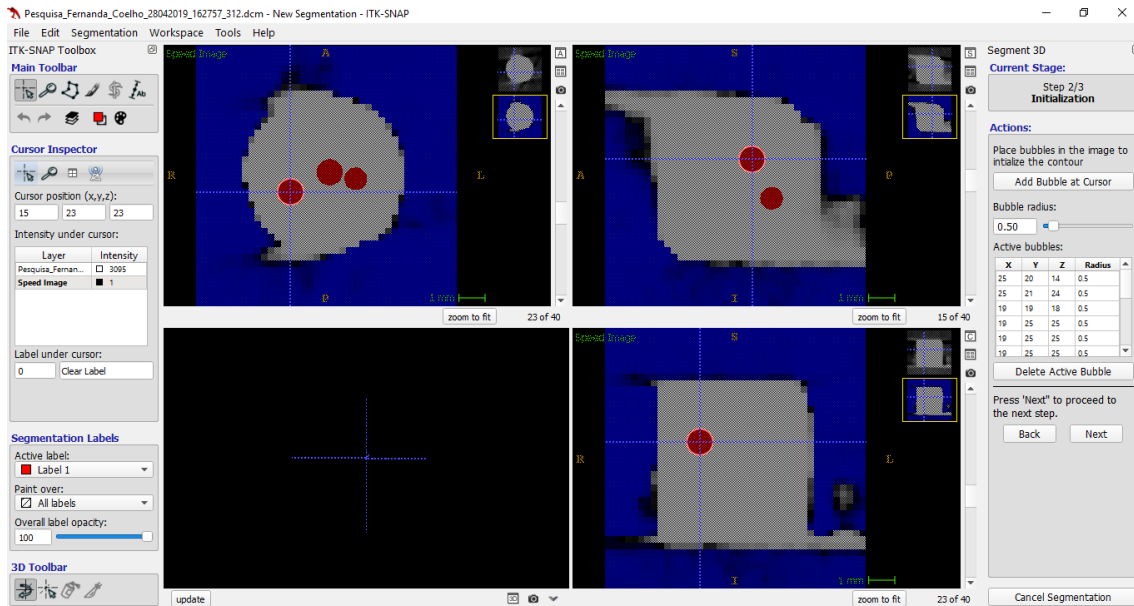


Figura 10. Adição de bolhas em toda a extensão do cilindro.

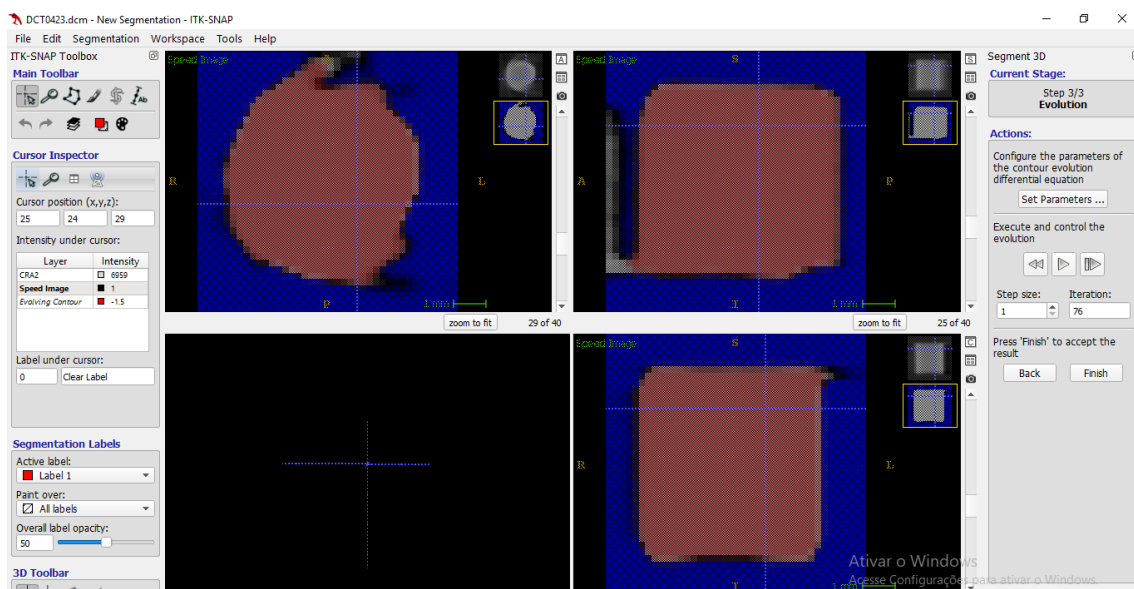
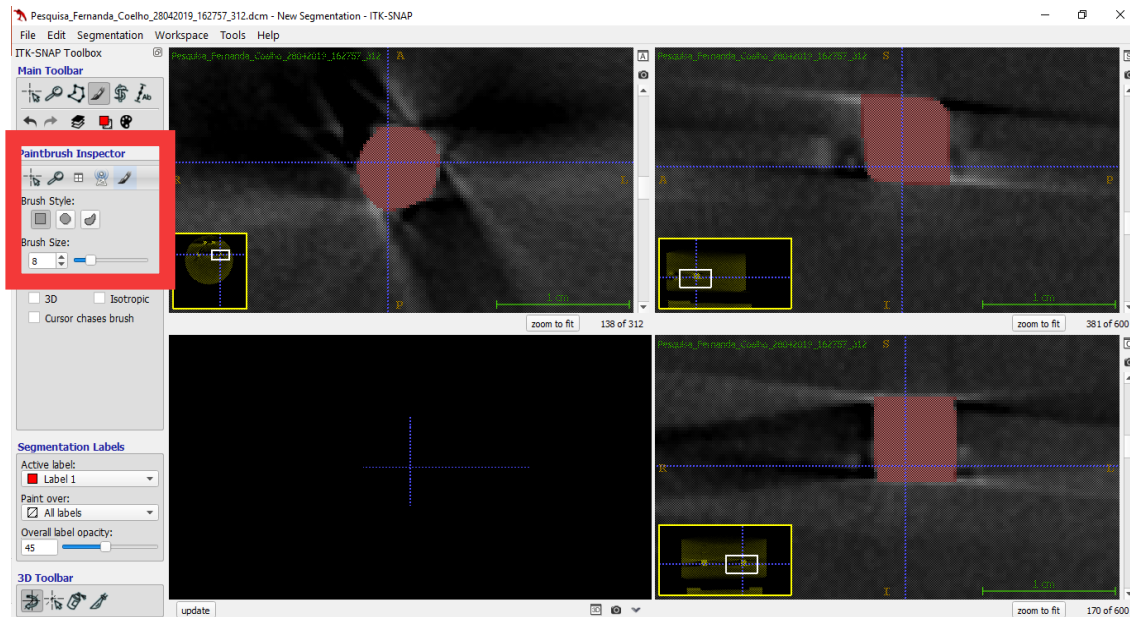
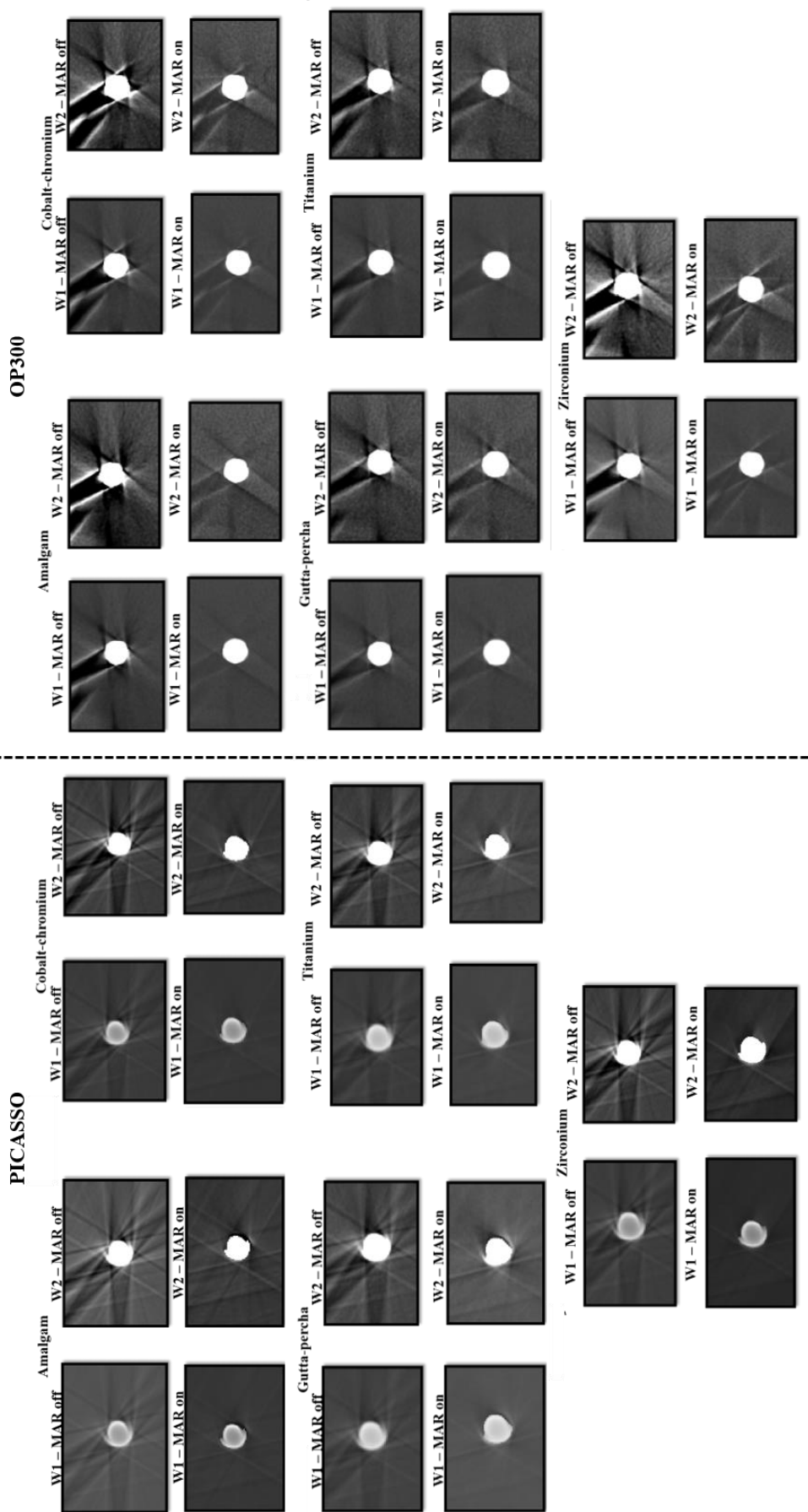


Figura 11. Preenchimento automático das bolhas em todo o volume selecionado.



**Figura 12.** Refinamento da segmentação.

A segmentação foi realizada em duas etapas, de forma que diferentes ajustes de janela (largura e nível) fossem atribuídos (Figura 13) e totalizando 960 segmentações. Na Etapa 1, os valores de largura e nível das 60 imagens de TCFC considerados foram os do ajuste automático do ITK-SNAP: alta largura (alto contraste) e alto nível (alto brilho). Após 30 dias, na Etapa 2, esses valores foram diminuídos em um terço, de modo que as 60 imagens obtivessem valores menores de largura (alto contraste) e de nível (alto brilho). Após a avaliação de todas as imagens, 30% da amostra (20 imagens de TCFC e 80 cilindros segmentados) de cada uma das etapas de ajustes de janela foi reavaliada, considerando todos os grupos do estudo, para a análise de reprodutibilidade intraexaminadores. A reavaliação foi realizada após um intervalo de 30 dias após o término das avaliações.



**Figura 13.** Imagens dos cilindros (na posição C) em cada ajuste de janelamento e cada condição experimental.

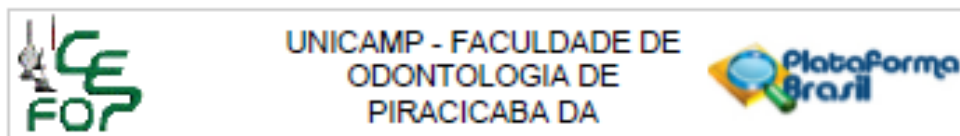
## **5. Análise estatística**

Os dados coletados consistiam em medidas volumétricas expressas em mm<sup>3</sup> (variáveis quantitativas contínuas) e foram inicialmente analisados quanto à distribuição de normalidade pelo teste de Shapiro-Wilk. Para melhor compreensão da distorção volumétrica, a diferença entre o volume mensurado e o volume real do cilindro correspondente foi calculado. Desse modo, os valores submetidos à análise estatística foram essas diferenças.

O teste estatístico ANOVA para medidas repetidas foi aplicado, com índice de significância em 5%, para verificar se houve diferença estatística entre todas as variáveis e suas interações. Análise descritiva das médias também foi realizada, para compreendermos o comportamento das diferenças volumétricas de cada variável. O Índice de Correlação Intraclasse (ICC) foi utilizado para calcular as reprodutibilidades intra e interexaminadores, de acordo com a interpretação de Szklo e Nieto (2016).

## ANEXOS

## ANEXO 1 – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP)



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** Influência da resolução de contraste e outros parâmetros de aquisição tomográfica na expressão da distorção volumétrica em materiais odontológicos de alta densidade

**Pesquisador:** Fernanda Coelho da Silva

**Área Temática:**

**Versão:** 3

**CAAE:** 95920918.1.0000.5418

**Instituição Proponente:** Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Unicamp

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 2.965.934

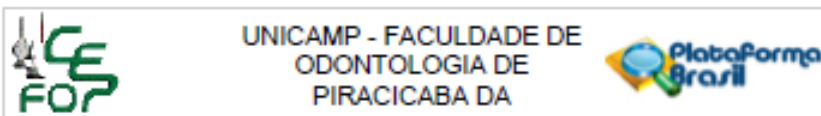
**Apresentação do Projeto:**

Transcrição editada do conteúdo do registro do protocolo e dos arquivos anexados à Plataforma Brasil

**Delineamento da pesquisa:** Trata-se de estudo experimental *in vitro* que envolverá dentes humanos, mandíbula humana e dois avaliadores especialistas. Serão utilizados cinco phantoms confeccionados em resina acrílica, cada um com três cilindros em seu interior de diferentes materiais de alta densidade (liga de cobre-alumínio, titânio, liga de amálgama de prata, guta-percha e zircônia). Cada phantom será submetido a três aquisições tomográficas, em dois aparelhos de TCFC (Picasso Trio - E-Woo Technology Co., Ltd./Vatech, Gilheung-gu, Korea; e OP300 - Instrumentarium Dental, Tuusula, Finlândia), devido a possíveis oscilações da corrente e formação de raios secundários. Os fatores energéticos de exposição, quilovoltagem pico e miliamperagem (90kVp e 5mA) serão mantidos fixos, assim como o tamanho do voxel será o mesmo (0,2mm) para todas as aquisições. Os fatores variáveis neste trabalho serão o tipo de material de alta densidade, o sistema de TCFC e sua resolução de contraste, o tamanho do FOV e o uso do algoritmo de redução de artefatos metálicos, além dos ajustes de brilho e contraste. As imagens adquiridas serão analisadas por dois avaliadores com formação em Radiologia Odontológica e previamente calibrados, que serão apresentados ao trabalho e, de acordo com sua concordância em participar, assinarão o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. O volume

Endereço: Av. Limeira 901 Caixa Postal 52 CEP: 13.414-903  
 Bairro: Areião  
 UF: SP Município: PIRACICABA  
 Telefone: (19)2106-5349 Fax: (19)2106-5349 E-mail: cep@fop.unicamp.br





Continuação do Parecer: 2.965.804

dos cilindros de cada phantom, para cada aquisição, será aferido no programa ITK-SNAP, a partir da determinação da região de interesse (ROI) e da segmentação. O Índice de Correlação Intraclass (ICC) será utilizado para calcular as reprodutibilidades intra e interexaminadores. Os volumes tomográficos serão comparados entre si, de acordo com os fatores em estudo, utilizando ANOVA com índice de significância em 5%.

**Metodologia:** Será um estudo experimental in vitro que consistirá na utilização de cinco phantoms confeccionados em resina acrílica (VIFI, São Paulo, Brasil) com 98 mm de diâmetro por 40 mm de altura. Cada phantom conterá três cilindros fixos de 5x5 mm, dispostos de modo a formar um triângulo isósceles (Fig. 1) para simular a posição dos incisivos centrais (A) e dos segundos molares (B e C) em uma mandíbula humana.

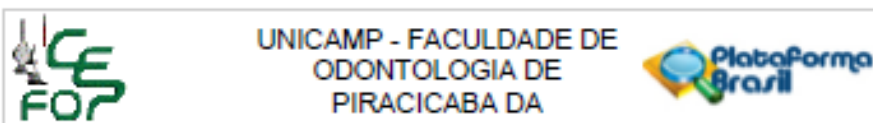
Em cada phantom, os três cilindros serão feitos dos seguintes materiais de alta densidade: - Phantom I – liga de cobre-alumínio Duracast M3 (Dental Gaúcho - Marquat & Cia. Ltda., Barueri-SP). O número atômico (Z) do cobre é 29 e do alumínio é 13. A densidade física da liga é de 7,7g/mL. - Phantom II – titânio. O seu número atômico é 22 e sua densidade física é 4,5g/mL.

- Phantom III – liga de amálgama de prata Permíte (Southern Dental Industries Ltd. – SDI, Austrália). O número atômico do mercúrio é 80, da prata 47, do cobre 29, do índio 49, do estanho 50 e do zinco 30. A densidade física dessa liga é de 10,6g/mL. - Phantom IV – guta-percha Odahcam (Dentsply, Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil) é um material de látex, produzido a partir da seiva da planta *Palaquium gutta*; composto também por óxido de zinco (Z=30), mas seu constituinte principal é metilbutadieno ou isopreno. Sua densidade física é equivalente a 2,6g/mL. - Phantom V – zircônia. Seu número atômico é 40 e sua densidade física é 6,5/mL.

Cada phantom será submetido a três aquisições tomográficas, em dois aparelhos de TCFC: Picasso Trio (E-Woo Technology Co., Ltd./Vatech, Gilheung-gu, Korea) e OP300 (Instrumentarium Dental, Tuusula, Finlândia), que possuem resolução de contraste diferentes. A resolução de contraste do Picasso Trio é de 16 bits e a do OP300 é de 13 bits, de acordo com os fabricantes. Serão realizadas três aquisições para cada phantom em cada aparelho de TCFC devido a possíveis oscilações da corrente e formação de raios secundários, que podem influenciar na formação das imagens e, conseqüentemente, ter efeito na distorção volumétrica. Os fatores energéticos de exposição, quilovoltagem pico e miliamperagem (90kVp e 5mA) serão mantidos fixos, assim como o tamanho do voxel será o mesmo (0,2mm) para todas as aquisições. Os fatores variáveis neste trabalho serão o tipo de material de alta densidade, o sistema de TCFC e sua resolução de contraste, o tamanho do FOV e o uso do algoritmo de redução de artefatos metálicos, além dos ajustes de brilho e contraste. (Fig. 2)

Endereço: Av. Limeira 901 Caixa Postal 52  
 Bairro: Anelão CEP: 13.414-903  
 UF: SP Município: PIRACICABA  
 Telefone: (19)2106-5349 Fax: (19)2106-5349 E-mail: ocp@fop.unicamp.br





Continuação do Parecer: 2.905.804

As imagens adquiridas serão analisadas por dois avaliadores com formação em Radiologia Odontológica e previamente calibrados. Os critérios de inclusão para os avaliadores são ter formação completa ou em andamento em Radiologia Odontológica e ter idade entre 22 e 35 anos. Os critérios para exclusão dos avaliadores especialistas são: não ter formação em Radiologia Odontológica e ter idade inferior a 22 anos ou superior a 35 anos. Haverá um intervalo de 21 dias para cada grupo de imagens avaliadas. Estes avaliadores serão apresentados ao trabalho e, de acordo com sua concordância em participar, assinarão o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo A).

O volume dos cilindros de cada phantom, para cada aquisição, será aferido no programa ITK-SNAP (YUSHKEVICH ET. AL, 2006), a partir da determinação da região de interesse (ROI) e da segmentação. Após selecionada a ROI, a segmentação nesse programa se inicia pela determinação thresholding; então, o próximo passo se dá através da colocação de bolhas em seu interior e, posteriormente, o preenchimento automático do volume a partir dessas bolhas. O programa fornecerá os dados volumétricos da região segmentada. Ao fim da coleta de dados, após a avaliação de todas as imagens, 20% delas serão reavaliadas para análises de reprodutibilidade intraexaminadores.

Como padrão de referência a ser adotado para comparações, o volume real dos cilindros será calculado a partir de suas dimensões. Considerando-se que o volume ( $V$ ) de um cilindro é expresso pelo produto da multiplicação entre sua altura ( $h$ ), o valor de  $\pi$  ( $\pi$ ) e a segunda potência de seu raio ( $r$ ); tem-se o seguinte cálculo para o volume dos cilindros:  $V = h \cdot \pi \cdot r^2$

$$V = 5,3,14 \cdot 2,5^2 \cdot V = 98,125 \text{ mm}^3$$

Análise estatística dos dados: Os dados coletados consistirão em medidas volumétricas expressas em  $\text{mm}^3$  (variáveis quantitativas contínuas) e serão inicialmente analisados quanto à distribuição paramétrica ou não. O Índice de Correlação Intraclassa (ICC) será utilizado para calcular as reprodutibilidades intra e interexaminadores, de acordo com a interpretação de (SZKLO E NIETO, 2016). Os volumes tomográficos serão comparados entre si, de acordo com os fatores em estudo, utilizando ANOVA com índice de significância em 5%. Para mensurar a distorção volumétrica em imagens com ajuste de brilho e contraste, os volumes tomográficos das imagens ajustadas serão comparados ao volume real dos cilindros utilizando-se o ICC.

A pesquisa será realizada na Área de Radiologia Odontológica da FOP-UNICAMP.

A lista de pesquisadores citada na capa do projeto de pesquisa inclui Fernanda Coelho da Silva (Cirurgiã Dentista, Mestranda no PPG em Radiologia Odontológica da FOP-UNICAMP, pesquisadora responsável) e Sergio Lins de Azevedo Vaz (Cirurgião-Dentista, Docente do Departamento de

Endereço: Av. Limeira 901 Caixa Postal 52  
 Bairro: Aviação CEP: 13.414-903  
 UF: SP Município: PIRACICABA  
 Telefone: (19)2106-5349 Fax: (19)2106-5349 E-mail: ocp@fop.unicamp.br



UNICAMP - FACULDADE DE  
ODONTOLOGIA DE  
PIRACICABA DA



Continuação do Parecer: 2.905.904

Clinica Odontológica da UFES, Docente no PPG em Radiologia Odontológica da FOP-UNICAMP, pesquisador participante, o que é confirmado na declaração dos pesquisadores e na PB.

Pendência 1 (atendida em 27/09/18)– Quanto aos participantes da pesquisa, os pesquisadores informaram que "Reitera-se que não serão utilizados dentes humanos ou mandíbulas humanas, mas sim cinco (5) phantoms de acrílico com cilindros em seu interior compostos de materiais de alta densidade (liga de cobre/alumínio, titânio, liga de amálgama de prata, guta-percha e zircônia), como informado no item "3. Materiais e Métodos" deste projeto: "Será um estudo experimental in vitro que consistirá na utilização de cinco phantoms confeccionados em resina acrílica (VIFI, São Paulo, Brasil) com 98 mm de diâmetro por 40 mm de altura. Cada phantom conterá três cilindros fixos de 5x5 mm, dispostos de modo a formar um triângulo isósceles (Fig. 1) para simular a posição dos incisivos centrais (A) e dos segundos molares (B e C) em uma mandíbula humana". Quanto aos avaliadores especialistas, estes serão dois indivíduos, com faixa etária de 22 a 35 anos e que tenham formação completa ou em andamento em Radiologia Odontológica".

Pendência 2 (atendida em 27/09/18)– Quanto aos critérios de inclusão e os critérios de exclusão para os três grupos aparentes da pesquisa os pesquisadores informaram que "Os critérios de inclusão para os avaliadores especialistas são: ter formação completa ou em andamento em Radiologia Odontológica e ter idade entre 22 e 35 anos. Os critérios para exclusão dos avaliadores especialistas são: não ter formação em Radiologia Odontológica e ter idade inferior a 22 anos ou superior a 35 anos. Quanto aos outros dois supostos grupos descritos no parecer, estes não existirão nesse projeto".

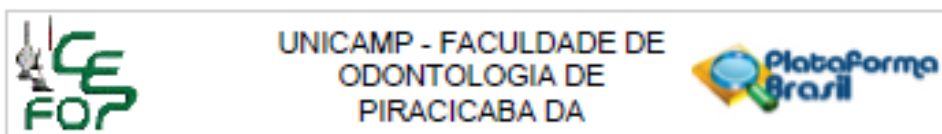
Pendência 3 (atendida em 27/09/18)– Quanto ao cronograma, os pesquisadores informaram que "O cronograma corrigido foi incluído no projeto ajustado e também na Plataforma Brasil". O cronograma proposto para a pesquisa no projeto informa o início em julho de 2018 (etapas preliminares), em dezembro de 2018 (coleta de dados) e término em janeiro de 2020, em 19 meses para conclusão do estudo. O cronograma descrito na PB indica que a pesquisa será iniciada em 01/12/2018 (coleta de dados) e será concluída em 31/01/2020, em cerca de 14 meses.

O arquivo ajustado do projeto de pesquisa, com as áreas modificadas marcadas em amarelo foi apresentado.

#### Objetivo da Pesquisa:

JUSTIFICATIVA: para realização da pesquisa. Tendo em vista a influência da resolução de contraste e das expressões de artefatos metálicos nas imagens tomográficas e o consequente impacto nas diversas tarefas de diagnóstico em Odontologia, observa-se a oportunidade de quantificar a

Endereço: Av. Limeira 901 Caixa Postal 52		CEP: 13.414-903
Bairro: Anísio		
UF: SP	Município: PIRACICABA	
Telefone: (19)2106-5349	Fax: (19)2106-5349	E-mail: oep@fop.unicamp.br



Continuação do Parecer: 2.905.804

distorção volumétrica da imagem de diferentes materiais metálicos em aparelhos de TCFC que apresentem diferentes resoluções de contraste e comparar todas as imagens obtidas entre si.

**HIPÓTESE:** Espera-se resultados diferentes entre os phantoms e seus respectivos materiais de alta densidade, assim como, diferenças entre os aparelhos de TCFC, devido à resolução de contraste do Picasso Trio (E-Woo Technology Co., Ltd./Vatech, Gilheung-gu, Korea) ser maior que do OP300 (Instrumentarium Dental, Tuusula, Finlândia). É esperado que o titânio, a guta-percha e o Picasso Trio tenham menor expressão da distorção volumétrica.

**OBJETIVO PRIMÁRIO:** Avaliar a influência da resolução de contraste e parâmetros de aquisição tomográfica na expressão da distorção volumétrica em materiais odontológicos de alta densidade.  
**OBJETIVOS SECUNDÁRIOS:** - Mensurar a distorção volumétrica em diferentes materiais de alta densidade; - Verificar qual dos materiais obteve maiores e menores distorções volumétricas; - Observar se ajustes de brilho e contraste permitem reduzir a expressão da distorção volumétrica; - Avaliar a real resolução de contraste (profundidade de bits) nas imagens adquiridas pelos aparelhos utilizados e a influência da mesma na expressão da distorção volumétrica; - Determinar a influência do uso de algoritmos de redução de artefatos metálicos na expressão da distorção volumétrica.

#### **Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Quanto aos riscos e desconfortos previstos para os participantes, os pesquisadores informaram que "Um possível risco não mensurável para o avaliador desta pesquisa é a fadiga visual, decorrente de exaustiva análise de imagens. É importante ressaltar, também, que por ser um profissional da área de Radiologia Odontológica e Imagiologia, a fadiga visual pode ter causa fundamentada também no dia-a-dia do avaliador".

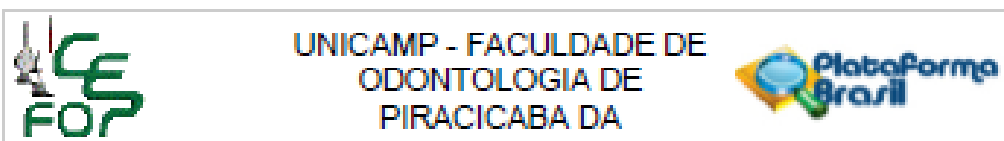
Quanto aos benefícios diretos previstos para os participantes, os pesquisadores informaram que "Não há benefícios diretos previstos para o participante da pesquisa. Porém, há benefícios indiretos para a área do conhecimento em questão, no sentido de se esclarecer quanto à influência da resolução de contraste na expressão da distorção volumétrica, o que pode, futuramente, beneficiar também pacientes submetidos aos exames tomográficos".

#### **Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Quanto às medidas para proteção ou minimização dos desconfortos e riscos previsíveis os pesquisadores informaram que "O risco descrito neste documento será minimizado por um intervalo de 21 dias entre as avaliações das imagens, amenizando as chances de ocorrer fadiga visual decorrente desta pesquisa".

Quanto à previsão de ressarcimento de gastos os pesquisadores informaram que "A participação

Endereço: Av. Limeira 901 Caixa Postal 52  
 Bairro: Areião CEP: 13.414-900  
 UF: SP Município: PIRACICABA  
 Telefone: (19)2106-8349 Fax: (19)2106-8349 E-mail: oep@fop.unicamp.br



Continuação do Parecer: 2.902.824

na pesquisa não causará despesas ao voluntário em qualquer fase do estudo, uma vez que as avaliações acontecerão enquanto o avaliador estiver no ambiente da faculdade para suas atividades acadêmicas usuais”.

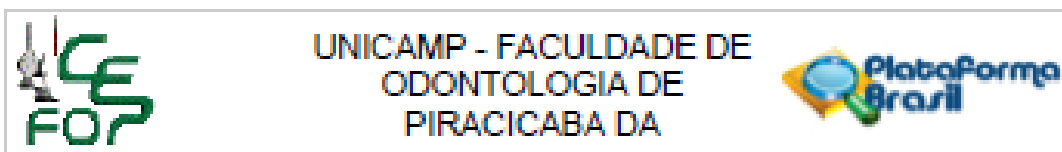
Quanto à previsão de indenização e/ou reparação de danos os pesquisadores informaram que “Lesões oftálmicas comprovadas e exclusivamente decorrentes de fadiga visual devido aos procedimentos experimentais previstos nesta pesquisa serão amparadas e indenizadas pela própria pesquisadora, que irá auxiliar o avaliador, solicitando acompanhamento e tratamento médico por um especialista em oftalmologia”. Quanto aos critérios para suspender ou encerrar a pesquisa os pesquisadores informaram que “Caso haja fadiga visual por parte de um ou dos dois avaliadores, outros profissionais serão consultados e calibrados para se tomarem os novos avaliadores desta pesquisa. Dessa forma, não há previsão de suspensão da pesquisa e a mesma será encerrada quando todas as informações desejadas forem obtidas e os dados forem analisados”.

Pendência 4 (atendida em 27/09/18)- Quanto ao modo de abordagem dos participantes para obtenção do TCLE, os pesquisadores informaram que “Como respondido na pendência 1, não haverá grupos de dentes humanos e mandíbula humana. O TCLE será apresentado aos avaliadores, explicado pela pesquisadora responsável, que se disponibilizará a esclarecer qualquer dúvida. Caso concorde em participar da pesquisa como avaliador de imagens, o participante assinará as duas vias do TCLE, sendo que uma será entregue ao mesmo, e posteriormente será orientado e calibrado para avaliar as imagens do estudo”.

Pendência 5 (atendida em 27/09/18)- Quanto à justificativa para participação de grupos vulneráveis os pesquisadores informaram que “Como respondido na pendência 1, não haverá três grupos de participantes na pesquisa, somente um, o de avaliadores. Os avaliadores das imagens serão estudantes de pós-graduação na área de Radiologia Odontológica e Imaginologia, pois é necessário que o avaliador possua formação em andamento ou completa na área. Esta pesquisa não atrapalhará desempenho acadêmico do discente nem tampouco irá causar penalização acadêmica ao mesmo”.

Pendência 6 (atendida em 27/09/18)- Quanto às medidas de proteção à confidencialidade os pesquisadores informaram que “Como previamente respondido na pendência 1, não haverá três grupos de participantes na pesquisa, somente um, o de avaliadores; ou seja, não haverá grupos de dentes humanos e mandíbula humana. Haverá confidencialidade dos dados que permitam qualquer identificação dos avaliadores desta pesquisa, de modo não haja problemas ou desconfortos para os mesmos”.

Endereço: Av. Limeira 901 Caixa Postal 92  
 Bairro: Areião CEP: 13.414-903  
 UF: SP Município: PIRACICABA  
 Telefone: (19)2106-8349 Fax: (19)2106-8349 E-mail: osp@fop.unicamp.br



Continuação do Parecer: 2.905.904

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

A capa do projeto cita os dados solicitados pelo CEP-FOP.

A declaração dos pesquisadores foi apresentada adequadamente preenchida e assinada.

A declaração da instituição foi apresentada adequadamente preenchida e assinada.

Comentário- Foi apresentada a autorização de acesso e uso da área de Radiologia Odontológica da FOP, assinada pelo Prof Francisco Halter Neto, mas a mesma é, em princípio, desnecessária pois o uso da área já foi autorizado na declaração da instituição.

O orçamento descrito na PB informa que a pesquisa terá custo de R\$ 560,00, para aquisição de materiais de consumo e será bancada pelos pesquisadores.

A pesquisa foi classificada na Grande Área 4 (Ciências da Saúde) e tem como título público "Influência da resolução de contraste e outros parâmetros de aquisição tomográfica na expressão da distorção volumétrica em materiais odontológicos de alta densidade". A pesquisa não foi classificada nas áreas temáticas especiais. A instituição proponente da pesquisa é a Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp e não foi listada Instituição Coparticipante.

Pendência 7 (atendida em 27/09/18)- A FR foi apresentada preenchida (2 participantes, sem patrocinador principal) e assinada pela pesquisadora responsável (Dra Fernanda Coelho da Silva) e pelo Diretor da FOP-UNICAMP (Dr. Francisco Halter Neto).

Pendência 8 (atendida em 27/09/18)- Quanto ao termo de doação de dentes e autorização de uso de mandíbula, os pesquisadores explicaram que "Como previamente respondido na pendência 1, não haverá três grupos de participantes na pesquisa, somente um, o de avaliadores; ou seja, não haverá grupos de dentes humanos e mandíbula humana".

Pendência 9 (atendida em 17/10/18)- O modelo ajustado de TCLE foi apresentado.

Pendência 10 (atendida em 27/09/18)- Quanto à coleta de amostras biológicas os pesquisadores esclareceram que "Como previamente respondido na pendência 1, não haverá três grupos de participantes na pesquisa, somente um, o de avaliadores; ou seja, não haverá grupos de dentes humanos e mandíbula humana".

**Recomendações:**

As recomendações a seguir não são pendências e podem ou não ser aplicáveis ao protocolo em tela. Não há necessidade de resposta às mesmas. **RECOMENDAÇÃO 1-** É obrigação do pesquisador desenvolver o projeto de pesquisa em completa conformidade com a proposta apresentada ao CEP. Mudanças que venham a ser necessárias após a aprovação pelo CEP devem ser comunicadas na forma de emendas ao protocolo por meio da PB. **RECOMENDAÇÃO 2-** Após a aprovação do protocolo de pesquisa os pesquisadores devem atentar para a necessidade de envio de relatórios

Endereço: Av. Limeira 901 Caixa Postal 52  
 Bairro: Anísio CEP: 13.414-903  
 UF: SP Município: PIRACICABA  
 Telefone: (19)2108-5349 Fax: (19)2108-5349 E-mail: cep@fop.unicamp.br



UNICAMP - FACULDADE DE  
ODONTOLOGIA DE  
PIRACICABA DA



Continuação do Parecer 2.905/2018

parciais de atividade (no mínimo um a cada 12 meses) e do relatório final de atividade (ao término da pesquisa). Os pesquisadores devem informar e justificar ao CEP a eventual necessidade de interrupção ou interrupção total ou parcial da pesquisa. **RECOMENDAÇÃO 3-** Reforça-se a necessidade do registro de Biorepositórios para as amostras biológicas coletadas e que não sejam de uso imediato. A intenção deve ser registrada no projeto, no Regulamento do Biorepositório e no TCLE que será assinado pelo participante. **RECOMENDAÇÃO 4-** Os pesquisadores devem atentar para a necessidade de aplicação de TCLE para coleta de amostras a serem estocadas em Biobancos e Biorepositórios e para a necessidade de aplicação de novo TCLE quando da realização de novas pesquisas com o material estocado. **RECOMENDAÇÃO 5-** Pesquisas com dentes doados por profissionais de saúde ainda são toleradas em hipótese pelo CEP-FOP, mas os pesquisadores devem estar cientes de que esta solução dista do ideal ético de consulta direta ao participante por meio de TCLE específico da pesquisa ou da obtenção dos dentes a partir de um Biobanco de dentes e que estas últimas situações deveriam ser escolhidas em substituição à primeira. **RECOMENDAÇÃO 6-** Os pesquisadores devem manter os arquivos de fichas, termos, dados e amostras sob sua guarda por pelo menos 5 anos após o término da pesquisa. **RECOMENDAÇÃO 7-** Destaca-se que o parecer consubstanciado é o documento oficial de aprovação do sistema CEP/CONEP e os certificados emitidos pela secretaria do CEP-FOP, a pedido, após a aprovação final do protocolo, só têm valor simbólico e devem ser evitados. **RECOMENDAÇÃO 8-** Intercomércio e eventos adversos devem ser relatados ao CEP-FOP por meio da PB. **RECOMENDAÇÃO 9-** Os pesquisadores devem encaminhar os resultados da pesquisa para publicação e divulgação, com devido crédito a todos que tenham colaborado com a realização da pesquisa. **RECOMENDAÇÃO 10-** O parecer do CEP-FOP é fortemente baseado nos textos do protocolo encaminhado pelos pesquisadores e pode conter inclusive trechos transcritos literalmente do projeto ou de outras partes do protocolo. Trata-se, ainda assim, de uma interpretação do protocolo. Caso algum trecho do parecer não corresponda ao que efetivamente foi proposto no protocolo, os pesquisadores devem se manifestar sobre esta discrepância. A não manifestação dos pesquisadores será interpretada como concordância com a fidedignidade do texto do parecer no tocante à proposta do protocolo.

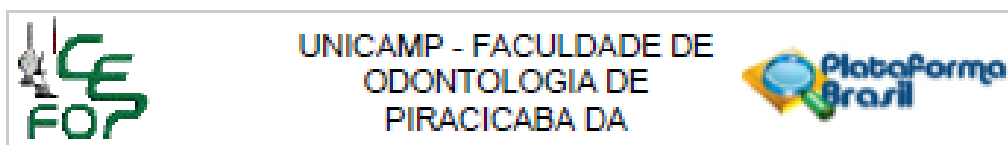
**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Não há mais pendência por resolver (vide texto acima).

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Parecer de aprovação de Protocolo emitido "ad referendum" conforme autorização do Colegiado na reunião de 21/02/2018. Será submetido para homologação na reunião de 07/11/2018.

Endereço: Av. Limeira 901 Caixa Postal 52	CEP: 13.414-903
Bairro: Areião	
UF: SP	Município: PIRACICABA
Telefone: (19)2106-5349	Fax: (19)2106-5349 E-mail: cep@fop.unicamp.br



Continuação do Parecer: 3.965.904

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_F PROJETO_1193363.pdf	17/10/2018 10:12:39		Acelto
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	4TCLE.pdf	17/10/2018 10:12:16	Fernanda Coelho da Silva	Acelto
Recurso Anexado pelo Pesquisador	Respostaparecer.pdf	27/09/2018 23:39:45	Fernanda Coelho da Silva	Acelto
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	2Projeto.pdf	27/09/2018 23:35:54	Fernanda Coelho da Silva	Acelto
Outros	CEPCompleto.pdf	15/08/2018 11:29:25	Jacks Jorge Junior	Acelto
Declaração de Instituição e Infraestrutura	54Atintra.pdf	14/08/2018 17:39:04	Fernanda Coelho da Silva	Acelto
Declaração de Instituição e Infraestrutura	52DeclaraInstituicao.pdf	14/08/2018 17:38:56	Fernanda Coelho da Silva	Acelto
Declaração de Pesquisadores	51DeclaraPesquisadores.pdf	14/08/2018 17:38:41	Fernanda Coelho da Silva	Acelto
Folha de Rosto	1Folhaderosto.pdf	14/08/2018 17:36:53	Fernanda Coelho da Silva	Acelto

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

PIRACICABA, 17 de Outubro de 2018

Assinado por:  
jacks.jorge.junior  
(Coordenador(a))

Endereço: Av. Limeira 901 Caixa Postal 52  
Bairro: Anísio CEP: 13.414-903  
UF: SP Município: PIRACICABA  
Telefone: (19)2106-5349 Fax: (19)2106-5349 E-mail: cep@fop.unicamp.br

## **ANEXO 2 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**

### **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)**

**Número do CAAE: 95920918.1.0000.5418**

#### **APRESENTAÇÃO DA PESQUISA:**

Você está sendo convidado a participar como voluntário da pesquisa “Influência da resolução de contraste e outros parâmetros de aquisição tomográfica na expressão da distorção volumétrica em materiais odontológicos de alta densidade”, que será realizada na Faculdade de Odontologia de Piracicaba- UNICAMP, sob a responsabilidade da pesquisadora Fernanda Coelho da Silva. As informações presentes neste documento foram fornecidas pela pesquisadora Fernanda Coelho da Silva.

Este documento, chamado Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, visa assegurar seus direitos como participante e é elaborado em duas vias, uma que ficará com você e outra que ficará com o pesquisador.

Por favor, leia com atenção e calma, aproveitando para esclarecer suas dúvidas. Se tiver perguntas antes ou mesmo depois assinar o Termo, você poderá esclarecê-las com o pesquisador. Se preferir, você pode levar este Termo para casa e consultar seus familiares ou outras pessoas antes de decidir participar. Não haverá qualquer tipo de penalização ou prejuízo se você não quiser participar ou se retirar sua autorização em qualquer momento, mesmo depois de iniciar sua participação na pesquisa. É importante realizar esta pesquisa, porque, tendo em vista a influência da resolução de contraste e das expressões de artefatos metálicos na imagem diagnóstica final, observa-se a oportunidade de quantificar a distorção volumétrica da imagem de diferentes materiais metálicos em aparelhos de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) que apresentem diferentes resoluções de contraste

#### **INFORMAÇÕES SOBRE A PESQUISA:**

**Objetivos:** O objetivo desta pesquisa serão avaliar a influência da resolução de contraste na expressão da distorção volumétrica em materiais odontológicos de alta densidade, comparando dois sistemas de TCFC que apresentem diferentes resoluções de contraste, e avaliar a influência de outros parâmetros da aquisição tomográfica na expressão da distorção volumétrica.

**Procedimentos e metodologias:** Participando do estudo, você está sendo convidado a avaliar imagens de TCFC de phantoms de acrílico com três cilindros de diferentes materiais de alta densidade em seu interior. Você fará as avaliações dessas imagens em 10 etapas, com um intervalo de 21 dias entre cada uma. Você **não** deve participar deste estudo se não tiver uma formação completa ou em andamento em radiologia odontológica e se tiver idade inferior a 22 anos ou superior a 35 anos.

**Possibilidade de inclusão em grupo controle ou placebo:** Não há possibilidade de inclusão em grupo controle placebo neste estudo.

**Métodos alternativos:** Não existem métodos alternativos para obtenção da informação ou tratamento da condição neste estudo.



**Desconfortos e riscos previstos:** Um possível risco para o avaliador desta pesquisa é a fadiga visual, decorrente de exaustiva análise de imagens. Entretanto, esse risco será minimizado por um intervalo de 21 dias entre as avaliações.

**Benefícios:** Não há benefícios diretos previstos para o participante desta pesquisa, porém há benefícios indiretos para a área do conhecimento no sentido de se esclarecer quanto à influência da resolução de contraste na expressão da distorção volumétrica, o que pode, futuramente, beneficiar também pacientes submetidos aos exames tomográficos.

**Acompanhamento e assistência:** Você estará sempre acompanhado pela pesquisadora responsável que estará disposta a sanar suas dúvidas em qualquer momento. A pesquisadora responsável também se dispõe a ser contatada mesmo em momentos que não os das etapas de avaliação de imagens.

**Forma de contato com os pesquisadores:** Em caso de dúvidas sobre a pesquisa, você poderá entrar em contato com a pesquisadora Fernanda Coelho da Silva. Endereço profissional: Av. Limeira, 901 - Areião, Piracicaba - SP, CEP 13414-018. Programa de Pós-Graduação em Radiologia Odontológica, Departamento de Diagnóstico Oral. Celular: (14) 99183-1737. E-mail: silva.fernanda.coelho@gmail.com.

**Forma de contato com Comitê de Ética em Pesquisa (CEP):** O papel do CEP é avaliar e acompanhar os aspectos éticos das pesquisas envolvendo seres humanos, protegendo os participantes em seus direito e dignidade. **Em caso de dúvidas, denúncias ou reclamações sobre sua participação e sobre seus direitos como participante da pesquisa, entre em contato com a secretaria do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP)** da Faculdade de Odontologia de Piracicaba/UNICAMP: Av Limeira 901, FOP-Unicamp, CEP 13414-903, Piracicaba – SP. Fone/Fax 19-2106.5349, e-mail cep@fop.unicamp.br e Web Page [www.fop.unicamp.br/cep](http://www.fop.unicamp.br/cep).

A Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP) tem por objetivo desenvolver a regulamentação sobre proteção dos seres humanos envolvidos nas pesquisas. Desempenha um papel coordenador da rede de Comitês de Ética em Pesquisa (CEPs) das instituições, além de assumir a função de órgão consultor na área de ética em pesquisas. Telefone: (61) 3315-5877.

### **GARANTIAS AOS PARTICIPANTES:**

**Esclarecimentos:** Você será informado e esclarecido sobre os aspectos relevantes da pesquisa, antes, durante e depois da pesquisa, mesmo se esta informação causar sua recusa na participação ou sua saída da pesquisa.

**Direito de recusa a participar e direito de retirada do consentimento:** Você tem o direito de se recusar a participar da pesquisa e de desistir e retirar o seu consentimento em qualquer momento da pesquisa, sem que isso traga qualquer penalidade ou represálias de qualquer natureza e sem que haja prejuízo ao seu tratamento iniciado ou por iniciar. Não haverá penalização acadêmica por você ser aluno de pós-graduação desta instituição.

**Sigilo e privacidade:** Você tem a garantia de que sua identidade será mantida em sigilo e as informações obtidas durante a pesquisa só serão acessadas pelos pesquisadores. Na

divulgação dos resultados desse estudo, informações que possam identificá-lo não serão mostradas ou publicadas.

**Ressarcimento:** Você não terá qualquer despesa por participar na pesquisa, uma vez que as avaliações acontecerão enquanto você estiver no ambiente da faculdade para suas atividades acadêmicas usuais.

**Indenização e medidas de reparação:** Um possível risco não mensurável para o avaliador desta pesquisa é a fadiga visual, decorrente de exaustiva análise de imagens. É importante ressaltar, também, que por ser um profissional da área de Radiologia Odontológica e Imagiologia, a fadiga visual pode ter causa fundamentada também no dia-a-dia do avaliador. Devido a não existência de riscos elevados, não há previsão de indenização, mas você tem o direito de buscar indenização caso considere que eventuais danos tenham sido causados pela sua participação nesta pesquisa. A própria pesquisadora se dispõe a auxiliar o avaliador, acompanhando tratamento médico por um especialista em oftalmologia.

**Entrega de via do TCLE:** Você receberá uma via deste Termo assinada e rubricada pelo pesquisador.

**CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO:**

Após ter recebido esclarecimentos sobre a natureza da pesquisa, seus objetivos, métodos, benefícios previstos, potenciais riscos e desconfortos que esta pode acarretar, aceito participar e declaro ter recebido uma via original deste documento rubricada em todas as folhas e assinada ao final, pelo pesquisador e por mim:

Nome do (a) participante:

\_\_\_\_\_

Contato telefônico:

\_\_\_\_\_

e-mail (opcional):

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_ Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.  
(Assinatura do participante ou nome e assinatura do seu RESPONSÁVEL LEGAL)

**Responsabilidade do Pesquisador:**

Asseguro ter cumprido as exigências da resolução 466/2012 CNS/MS e complementares na elaboração do protocolo e na obtenção deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Asseguro, também, ter explicado e fornecido uma via deste documento ao participante. Informo que o estudo foi aprovado pelo CEP perante o qual o projeto foi apresentado e pela CONEP, quando pertinente. Comprometo-me a utilizar o material e os dados obtidos nesta pesquisa exclusivamente para as finalidades previstas neste documento ou conforme o consentimento dado pelo participante.

\_\_\_\_\_ Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

(Assinatura do pesquisador)

### **ANEXO 3 – Links do Currículo Lattes e do Orcid**

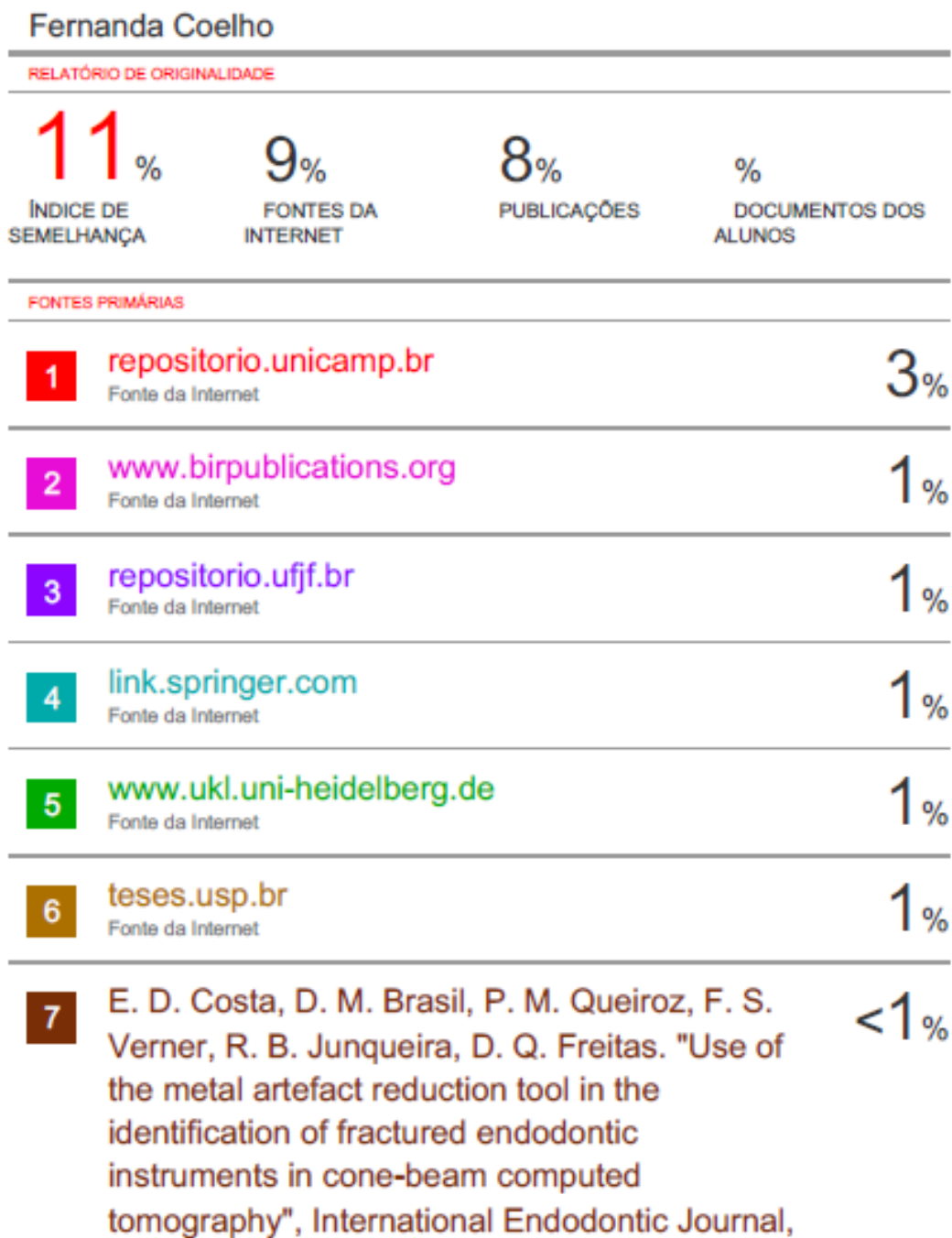
#### **1. Currículo Lattes:**

<http://lattes.cnpq.br/9531053937198638>

#### **2. ORCID:**

<https://orcid.org/0000-0001-6107-647X>

## ANEXO 4 – Relatório Turnitin



## ANEXO 5 – Comprovante de submissão do artigo

22/01/2020 Gmail - Submission confirmation for "Influence of windowing and metal artefact reduction algorithms on the volumetric dimensions ...



Fernanda Coelho da Silva <silva.fernanda.coelho@gmail.com>

### Submission confirmation for "Influence of windowing and metal artefact reduction algorithms on the volumetric dimensions of high-density materials: a cone-beam CT study"

2 mensagens

DMFR Office <em@editorialmanager.com>

22 de janeiro de 2020 16:12

Responder a: DMFR Office <rschulze@uni-mainz.de>

Para: Fernanda Coelho-Silva <silva.fernanda.coelho@gmail.com>

You are being carbon copied ("cc:d") on an e-mail "To" "Sergio Lins de-Azevedo-Vaz" sergiolinsv@gmail.com  
 CC: "Luciano Augusto Cano Martins" luciano\_cano@hotmail.com, "Eliana Zandonade" elianazandonade@uol.com.br, "Francisco Haiter-Neto" haiter@unicamp.br, "Fernanda Coelho-Silva" silva.fernanda.coelho@gmail.com

Dear Sergio,

You are receiving this e-mail as you are listed as the corresponding author or as a co-author on the submission entitled "Influence of windowing and metal artefact reduction algorithms on the volumetric dimensions of high-density materials: a cone-beam CT study", which has been received by Dentomaxillofacial Radiology.

You will be able to check on the progress of your paper by logging on to Editorial Manager as an Author at <https://www.editorialmanager.com/dmfr/>.

Username: \*\*\*\*\*

If you already know your password, please login with it. If you have just been registered, or you have forgotten your password, please activate the following link to create a password: \*\*\*\*\*. If you cannot activate the above password link please go to "https://www.editorialmanager.com/dmfr/", click "login" then click "Send login details" or please notify me by replying directly to this email.

You will be informed by email of the manuscript reference number in due course.

If you do not think you should be listed as an author of this work, please get in touch with the editor (rschulze@uni-mainz.de)

Thank you for submitting your work to DMFR.

Kind regards,  
 DMFR Office

In compliance with data protection regulations, you may request that we remove your personal registration details at any time. (Use the following URL: <https://www.editorialmanager.com/dmfr/login.asp?a=r>). Please contact the publication office if you have any questions.