



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

**LUCIANO AUGUSTO CANO MARTINS**

**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.**

*EVALUATION OF THE INFLUENCE OF ARTEFACTS CAUSED BY TITANIUM ON  
DENTAL AND BONE STRUCTURES IN IMAGES ACQUIRED IN CBCT WITH AND  
WITHOUT THE METAL ARTEFACT REDUCTION TOOL*

**Piracicaba**

**2019**

**LUCIANO AUGUSTO CANO MARTINS**

**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.**

*EVALUATION OF THE INFLUENCE OF ARTEFACTS CAUSED BY TITANIUM ON DENTAL AND BONE STRUCTURES IN IMAGES ACQUIRED IN CBCT WITH AND WITHOUT THE METAL ARTEFACT REDUCTION TOOL*

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

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO DEFENDIDA PELO ALUNO LUCIANO AUGUSTO CANO MARTINS, E ORIENTADA PELO PROF. DR. FRANCISCO HAITER NETO

**Piracicaba  
2019**

Agência(s) de fomento e nº(s) de processo(s): CAPES ,001

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

M366a Martins, Luciano Augusto Cano, 1984-  
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 / Luciano Augusto Cano Martins. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2019.

Orientador: Francisco Haiter Neto.  
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Artefatos. 2. Implantes dentários. 3. Tomografia computadorizada de feixe cônico. I. Haiter Neto, Francisco, 1964-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

#### Informações para Biblioteca Digital

**Título em outro idioma:** Evaluation of the influence of artefacts caused by titanium on dental and bone structures in images acquired in CBCT with and without the metal artefact reduction tool

**Palavras-chave em inglês:**

Artifacts

Dental implants

Cone-beam computed tomography

**Área de concentração:** Radiologia Odontológica

**Titulação:** Mestre em Radiologia Odontológica

**Banca examinadora:**

Francisco Haiter Neto [Orientador]

Deborah Queiroz de Freitas França

Anne Caroline Costa Oenning

**Data de defesa:** 23-01-2019

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

#### Identificação e informações acadêmicas e profissionais do aluno

**ORCID:** <http://orcid.org/0000-0001-5159-8645>

**CV Lattes:** <http://lattes.cnpq.br/9376273860988785>



**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 23 de Janeiro de 2019, considerou o candidato LUCIANO AUGUSTO CANO MARTINS aprovado.

Prof. Dr. Francisco Haiter Neto

Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Deborah Queiroz de Freitas França

Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Anne Caroline Costa Oenning

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

Dedico este trabalho a minha esposa Ana Carolina e filha Luísa, por estarem ao meu lado em todos os momentos.

## AGRADECIMENTOS

O presente trabalho foi realizado com apoio da **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES)** – Código de Financiamento 001 ao qual agradeço o auxílio financeiro, de grande importância durante todo curso de Mestrado.

Ao meu orientador **Prof. Dr. Francisco Haiter-Neto**, por todos os ensinamentos e por sempre estar disposto a ajudar. Agradeço por permitir a busca por informações de forma livre, aprender mais com elas e solucionar todos os questionamentos quando surgiram.

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba** da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do atual diretor **Prof. Dr. Francisco Haiter-Neto**, pela dedicação e comprometimento prestados a esta Instituição.

À **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Karina Gonzales Silvério Ruiz** coordenadora dos cursos de Pós-Graduação da FOP/UNICAMP pelo brilhante trabalho que de forma direta permite a expansão e incessante busca pelo conhecimento dos alunos.

À **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Deborah Queiroz de Freitas França**, que, além de exercer um excelente trabalho como coordenadora do curso de Pós-Graduação em Radiologia Odontológica da FOP/UNICAMP, está sempre de portas abertas para receber os alunos, auxiliando sem medir esforços. Obrigado pela confiança, compreensão e apoio em todos os momentos. Além dos ensinamentos e toda sua contribuição para a minha formação.

Ao **Prof. Dr. Matheus Lima de Oliveira**, por ser um grande exemplo de dedicação ao ensino na Radiologia Odontológica. Pelo brilhante trabalho como coordenador da

Clínica de Radiologia da FOP e suas considerações como membro da banca de qualificação. Todo seu trabalho e esforços fizeram com que meu aprendizado fosse enriquecido.

Aos demais membros da banca de qualificação, **Prof. Dr. Júlio César Bento dos Santos**, grande mestre, responsável por me introduzir e permitir o exercício da radiologia odontológica na sua essência clínica e científica. Agradeço por me incentivar e permitir que eu busque o conhecimento e a **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Luciana Asprino**, que me incentivou a buscar o curso de Pós-Graduação e sempre que possível através de conversas pelos corredores se mostrou presente e disposta a ajudar. Agradeço também pelas contribuições prestadas de forma a engrandecer esse trabalho.

À **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Anne Caroline Costa Oenning, Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Monikelly do Carmo Nascimento Marchini e Prof. Dr. Sérgio Lins de Azevedo Vaz** por serem para mim grandes exemplos de docentes na radiologia odontológica. A dedicação de vocês me inspira a ser um mestre de excelência. Agradeço também o aceite em participarem da banca de defesa como membro efetivo e suplentes. Suas considerações certamente enriqueceram muito este trabalho.

A minha esposa **Ana Carolina** que está desde sempre do meu lado, apoiando o crescimento profissional e pessoal. Obrigado minha amada esposa por viver meus sonhos, por vezes deixar os seus de lado, sacrificar-se comigo e ainda me presentear com nossa doce **Luísa**. Sou grato a Deus em formar uma família assim.

Aos meus pais **Carlos e Vera**, meus primeiros e maiores exemplos de honestidade e dedicação à família. Agradeço por me transformarem no que sou hoje, incentivarem o conhecimento e não medirem esforços para seguirem auxiliando meus passos. E aos meus sogros, irmãos, cunhados e sobrinhos por serem meus companheiros e trazerem ainda mais alegrias para minha vida.

Aos amigos **Anderson Gil, Caco de Castro, Carla Teixeira, Evandro Gonçalves, Fernanda Balbino, Katrin Albiero e Rodrigo Nahás** por serem grandes companheiros e se fazerem presentes.

Aos meus amigos de turma **Daniele Manhães Caldas, Nicolly Oliveira Santos e Rocharles Cavalcante Fontenele** por viverem comigo e terem sido grandes companheiros nesta trajetória acadêmica.

Aos demais amigos de Mestrado e Doutorado em Radiologia Odontológica da FOP/UNICAMP em especial **Amanda Candemil, Amanda Farias, Carolina Valadares, Danieli Brasil, Eduarda, Eliana, Hugo, Mayra, Thiago Gamba, Gustavo Nascimento, Gustavo Santaella, Wilson e Yuri** por estarem sempre dispostos a ajudar, deixarem seus afazeres para me auxiliar e compartilharem seus conhecimentos comigo. Serei eternamente grato a vocês por tudo.

Aos meus amigos e colaboradores desta pesquisa **Polyane Mazucatto Queiroz, Karla de Faria Vasconcelos, Yuri Nejaim e Prof. Dr. Francisco Carlos Groppo** por todo auxílio, contribuições durante o desenvolvimento deste projeto e dividirem comigo todo conhecimento científico. Agradeço também o **Prof. Dr. Pedro Duarte Novaes, Prof. Dr. Márcio de Moraes, Prof. Dr. Jacks Jorge** e secretária **Leny** do CEP, **Vítor José da Fonseca** mestrando em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais, **Ricardo Armani Caldas** doutorando em Prótese Dental, **Neide, Márcia e Paulo** dos laboratórios de Prótese, equipe científica da **S.I.N implantes** e **Eduardo Soares Bueno** da Piccinin por disponibilizarem seu tempo no preparo das amostras e confecção do fantoma para que esta pesquisa pudesse ser realizada. A ajuda de vocês foi indispensável para que esta pesquisa pudesse ser conduzida.

Aos funcionários do Departamento de Radiologia Odontológica: **Waldeck Ribeiro Moreira** e **José Fernando Souza Andrade**, pela disponibilidade e amizade que contribuíram imensamente para o meu aprendizado clínico e à **Luciane Aparecida Duarte Sattolo** e **Sarah do Amaral Bacchim**, por conduzirem as secretarias da Pós-graduação e da Clínica de Radiologia Odontológica de maneira tão eficiente e por estarem sempre dispostas a ajudar.

Aos **alunos de graduação** em Odontologia da FOP/UNICAMP e aos **pacientes** que me permitiram e confiaram o exercício das atividades acadêmicas e clínicas.



## RESUMO

O presente estudo teve como objetivo avaliar quantitativamente a interferência dos artefatos metálicos causados pelo titânio em diferentes posições e quantidade no arco dentário em imagens adquiridas nos aparelhos de TCFC Picasso Trio e OP300 Maxio nas estruturas ósseas e dentárias com e sem o uso da ferramenta de redução de artefatos (FRA). Um fantoma acrílico contendo em seu interior 8 perfurações simulando um arco dentário, cinco raízes de pré-molares inferiores permanentes e cinco blocos ósseos de uma costela bovina mantidos na mesma posição para as aquisições tomográficas, foi a área de análise para todos os protocolos. Cinco cilindros de titânio foram inseridos gradativamente nas regiões adjacentes e opostas às das raízes e blocos ósseos. Foram adquiridos 9 protocolos que diferiram em relação a distribuição e quantidade de cilindros metálicos: Controle (sem metal); A – 1 metal posterior, do lado oposto a área de análise; B - 2 metais lado oposto a área de análise; C - 2 metais posteriores e 1 metal anterior lado oposto a área de análise; D - 1 metal posterior e adjacente a área de análise; E - 2 metais posteriores adjacentes à área de análise; F - 2 metais posteriores e 1 na região anterior adjacente a área de análise; G – 1 metal na região anterior do lado oposto a área de análise; e H - 1 metal na região anterior e 1 metal na posterior, ambos do lado oposto da área de análise. Os desvios padrões dos valores de cinza ao redor dos terços radiculares dentários, osso medular e cortical foram quantificados no *software* ImageJ. A expressão de artefatos entre os aparelhos foi avaliada pelo teste de Wilcoxon, a expressão dos artefatos nos protocolos e ação da FRA pelo teste de Kruskal-Wallis ( $p < 0.0001$ ) com nível de significância de 5%. Para os dentes, o aparelho Picasso ( $p < 0.0001$ ) apresentou maior expressão de artefatos, independentemente da ativação da FRA e da quantidade de objetos metálicos. Para os dois equipamentos, o protocolo F apresentou a maior expressão de artefatos quando comparado com os demais protocolos para as áreas ao redor das raízes e blocos ósseos. Conclui-se com este estudo que a expressão de artefatos causados por titânio é maior quando maior a quantidade de objetos metálicos presentes nas regiões adjacentes a eles. As ferramentas de redução de artefatos se mostraram eficazes para as estruturas dentárias, porém a análise sofreu interferência direta em relação ao equipamento utilizado. **Palavras chaves:** Artefatos, Implantes Dentários, Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

## ABSTRACT

The present study aimed to evaluate quantitatively the metal artefact interference caused by titanium in different positions and quantities in the dental arch in images acquired in two CBCT devices (Picasso Trio and OP300Maxio) on the dental and bone structures with or without Metal Artefact Reduction (MAR) tool. A PMMA phantom with 8 perforations simulating a dental arch, five lower premolars roots and five bone cylinders from a bovine rib were kept in position for all the acquisitions. Five titanium cylinders were inserted on the adjacencies and on the opposite side of the roots and bone cylinder. Nine protocols differed according to the distribution and quantity of the metal cylinders: Control (no metal); A – 1 posterior metal on the opposite side of the analysis region (AA); B - 1 posterior metal on the opposite side of the AA; C - 2 posterior metals and 1 anterior metal on the opposite side of the AA; D - 1 posterior metal on the adjacent side of the AA; E - 2 posterior metals on the adjacent side of the AA; F - 2 posterior metals and 1 on the anterior region on the adjacent side of the AA; G –1 metal on the anterior region on the opposite side of the AA; and H - 1 metal on the anterior region and 1 metal on the posterior both on the opposite side of the AA. The standard deviation of the grey values around the root thirds, trabecular and cortical bone were quantified on the *software* ImageJ. The artefact expression between devices was evaluated by Wilcoxon test, the artefact expression on the protocols and MAR action by the Kruskal-Wallis test ( $p < 0.0001$ ) with significance level of 5%. For teeth, Picasso ( $p < 0.0001$ ) showed more artefact expression undependably of MAR activation and metal quantity. For both devices, Protocol F showed more artefact expression when compared to the other protocols for the regions around the root and bone cylinders. It may be concluded that the artefact expression caused by titanium is higher when more metal objects are presented on their adjacencies. The metal artefact reduction tools were effective on dental structures thus this evaluation was influenced by the device used. **Key Words:** Artefacts, Dental Implants, Cone Beam Computed Tomography

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>12</b>
<b>2</b>	<b>ARTIGO: <i>EVALUATION OF THE INFLUENCE OF ARTEFACTS CAUSED BY TITANIUM ON DENTAL AND BONE STRUCTURES IN IMAGES ACQUIRED IN CBCT WITH AND WITHOUT THE METAL ARTEFACT REDUCTION TOOL</i></b>	<b>14</b>
<b>3</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	<b>29</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>30</b>
	<b>APÊNDICE 1: METODOLOGIA DETALHADA</b>	<b>33</b>
	<b>ANEXOS</b>	
	<b>ANEXO 1: COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA</b>	<b>43</b>
	<b>ANEXO 2: RELATÓRIO FINAL DE SIMILARIDADE</b>	<b>44</b>
	<b>ANEXO 3: COMPROVANTE DE SUBMISSÃO</b>	<b>45</b>

## 1. INTRODUÇÃO

Na Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC), a fonte de radiação e o detector de imagem giram de forma circular ao redor do objeto a ser escaneado. O feixe de radiação, de formato piramidal ou cônico, é atenuado pelo objeto e as múltiplas projeções são capturadas pelo detector. Após a aquisição, as imagens são submetidas a algoritmos de reconstrução que, por sua vez, variam de acordo com os fabricantes (Pauwels et al., 2015).

A reconstrução das projeções volumétricas é feita a partir de uma matriz formada por *voxels*. Cada *voxel* representa um valor numérico de cinza, proporcional ao coeficiente de atenuação linear das estruturas. Os valores de *voxel* dessa modalidade apresentam uma grande variabilidade decorrente de características inerentes à técnica, tais como princípios geométricos, energéticos e presença de artefatos (Parsa et al., 2012; Pauwels, et al., 2013; Oliveira et al., 2014; Pauwels et al., 2015).

Os artefatos são estruturas presentes na imagem reconstruída, que não representam o objeto real. Tais representações interferem na visualização e interpretação das estruturas reais. Eles podem apresentar diversas etiologias: efeito de volume parcial e dispersão, movimento do paciente, ruídos, absorção e endurecimento do feixe por materiais de elevado número atômico (Cremonini et al., 2012; Codari et al., 2017; Queiroz et al., 2017; Vasconcelos et al., 2017).

Dentre os artefatos inerentes à técnica, podemos citar o efeito de dispersão, que representa a degradação da imagem através de estrias pela dispersão da trajetória dos fótons de raios X após interagirem com a matéria, formando ruídos na imagem. Também, o efeito de volume parcial é inerente à técnica e ocorre quando as dimensões do voxel selecionado para as aquisições são maiores que o objeto a ser analisado (Schulze et al., 2011)

O movimento do paciente no momento da aquisição pode resultar em estruturas de contornos duplos e distorcidos. Este tipo de artefato pode ser acentuado nos protocolos em que voxels de menores dimensões são utilizados por elevar o tempo de aquisição (Spin-Neto et al., 2013).

Já o endurecimento do feixe de raios X se dá através da absorção dos fótons de menor energia por materiais de elevado número atômico, como os implantes

dentários, restaurações metálicas e materiais endodônticos. Como consequência dessa absorção diferencial, a energia média do feixe resultante que atingirá o receptor de imagem é elevada, gerando bandas hiperdensas e hipodensas na imagem (Pauwels et al, 2013).

Estratégias têm sido estudadas e utilizadas em vários aparelhos de TCFC para minimizar a interferência dos artefatos metálicos nas estruturas. Uma das estratégias utilizadas é o ajuste dos parâmetros energéticos, elevadas quilovoltagens pico (kVp) mostraram-se eficazes na redução da expressão dos artefatos metálicos por elevar a energia dos fótons de raios X que irão interagir com o objeto formador de artefatos (Freitas et al, 2018). Já os algoritmos matemáticos denominados Ferramentas de Redução de Artefato (FRA) agem na reconstrução final da imagem, amenizando o efeito da polarização dos raios X (Bechara et al., 2012; Queiroz et al., 2017). A principal contribuição desses algoritmos está na redução do ruído causado pelos artefatos (Bechara, 2012), visando a obtenção de imagens que permitem melhor visualização das estruturas anatômicas e, conseqüentemente, diagnóstico e conduta clínica mais acurados (Freitas, et al. 2018).

O sucesso clínico, na sua maior parte, se deve a um planejamento detalhado através de exames clínicos e imaginológicos para se evitar injúrias na integridade das estruturas anatômicas nas diversas áreas da Odontologia (Brustein et al., 2008; Rathee *et al.*, 2015). Na implantodontia, o planejamento cirúrgico prévio à instalação dos implantes pode ser realizado através de exames intraorais e extraorais. Dentre as técnicas extraorais destaca-se a TCFC (Schropp et al., 2011; Gupta et al., 2013), que permite a avaliação das estruturas ósseas adjacentes, do tipo e qualidade óssea da região receptora e as distâncias entre a área implantar e estruturas nobres (Brustein et al., 2008; Gerlack et al., 2013; Dau et al., 2017; Gupta et al., 2017).

Desta forma, o presente estudo teve como objetivo avaliar quantitativamente a interferência dos artefatos metálicos causados pelo titânio em diferentes posições e quantidade no arco dentário em imagens adquiridas em dois aparelhos de TCFC nas estruturas ósseas e dentárias com e sem o uso da ferramenta de redução de artefatos.

## **2 ARTIGO: EVALUATION OF THE INFLUENCE OF ARTEFACTS CAUSED BY TITANIUM ON DENTAL AND BONE STRUCTURES IN IMAGES ACQUIRED IN CBCT WITH AND WITHOUT THE METAL ARTEFACT REDUCTION TOOL**

Este artigo será submetido à apreciação, visando a publicação, pelo periódico Journal of Oral Maxillofacial Surgery, considerado Qualis A2 pela CAPES com fator de impacto 1.779. A estruturação do artigo baseou-se nas “Instruções aos autores” preconizadas pela editora do periódico.

### Research Article

Luciano Augusto Cano Martins, DDS<sup>1</sup>, Polyane Mazucatto Queiroz, DDS, MS, PhD<sup>1</sup>, Yuri Nejaim, DDS, MS, PhD<sup>1</sup>, Karla de Faria Vasconcelos, DDS, MS, PhD<sup>2</sup>, Francisco Carlos Groppo, DDS, MS, PhD<sup>3</sup>, Francisco Haiter-Neto, DDS, MS, PhD<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Oral Diagnosis, Division of Oral Radiology, Piracicaba Dental School, University of Campinas (UNICAMP), Sao Paulo, Brazil. <sup>2</sup>Department of Imaging & Pathology, Faculty of Medicine, KU Leuven and Oral and Maxillofacial Surgery, University Hospitals Leuven, Leuven, Belgium. <sup>3</sup>Department of Physiological Sciences, Area of Pharmacology, Piracicaba Dental School, University of Campinas (UNICAMP)

Corresponding author:

Luciano Augusto Cano Martins

University of Campinas. Piracicaba Dental School, Department of Oral Diagnosis. Av. Limeira, 901, Zip Code 13414-903, Piracicaba, Sao Paulo, Brazil. Phone: +55 – 19 – 2106-5327 E-mail: luciano\_cano@hotmail.com

## ABSTRACT

Implant surgery may be planned by means of Cone Beam Computed Tomography (CBCT). High density materials such as titanium implants produce artefacts decreasing the image quality and under or super estimating anatomical structures. This study aims to evaluate the interference of artefacts caused by titanium on the region around teeth and bone structures in images acquired in two CBCT devices considering different distances, quantity and locations in the dental arch with and without the use of the Metal Artefact Reduction (MAR) tool. Five single rooted teeth, and five bone and titanium cylinders were arranged and positioned in different locations and quantities in a PMMA phantom with perforations simulating a lower dental arch and scanned in nine different protocols (Control, A-H). Eight regions of interest around each root third, cortical and trabecular bone were used to measure the grey value standard deviation corresponding the artefact expression in the Image J software. Both the artefact expression and the MAR effect were assessed using the Wilcoxon and Kruskal-Wallis tests (significance level of 5%). For teeth, Picasso Trio ( $p < 0.001$ ) expressed more artefacts when compared to OP300 Maxio regardless of the MAR activation. For both devices, protocol F (3 metals on the adjacent area of the analysis region) showed higher artefact expression for bone and teeth when compared to the others. In conclusion, artefact expression caused by titanium is greater when more metal objects are positioned in the adjacent dental and bone structures in CBCT images however bone was more affected by the artefact expression when compared to teeth. The MAR seems to be effective on the adjacencies of teeth, but its action may vary from a device to another.

**Key-words:** Artefacts, Cone Beam Computed Tomography, Dental Implants

## INTRODUCTION

In the last decades, dental implants have been used in dentistry as an alternative in dental rehabilitation of partially or totally edentulous patients. A surgical planning is carried out by a meticulous clinical inspection and image examinations. Images acquired by Cone Beam Computed Tomography (CBCT) is being widely used for a more accurate quantification and bone quality evaluation on the surgical region<sup>1-3</sup>. The volumetric projections are reconstructed from a volume element (voxel) matrix. Each voxel represents a numerical grey value according to the linear attenuation of the structures. Due to the inherent characteristics of the technique, such as geometric and energy principles and the presence of artefacts, these values have a great variability<sup>4-6</sup>

Artefacts are structures in the reconstructed image and do not represent the real object<sup>7</sup>. Many etiologies have been reported and attributed to the CBCT devices, computational reconstruction, patients' movement and beam hardening<sup>8-10</sup>. The beam hardening phenomenon is one of the most prominent causes of artefacts and it occurs when lower energy photons are absorbed by high-density materials such as dental implants, metal restorations, and endodontic fillings. This absorption increases the mean energy of the beam producing streaks and dark bands. Due to this beam hardening effect, the anatomical interpretation and measurements may be underestimated and then influence the implant planning<sup>11,12</sup>.

Strategies have been developed and used in many CBCT devices to reduce metal artefacts<sup>13-15</sup> and then improve the anatomical interpretation obtaining a more accurate diagnosis and clinical conduct. Mathematical algorithms called Metal Artefact Reduction (MAR) are post-acquisition tools that reduce noises caused by the artefacts, by using noncorrupted projections and discarding the projections affected by the artifacts or segmenting firstly the corrupted projections and then replacing using estimated values. The method used to reduce the metal artifact will vary from a manufacturer to another.

Thus the metal artifact production and limitations on the MAR action should be considered when high-density material objects are already in the dental arch in order to avoid injuries to the anatomical structures<sup>16</sup> for this reason a great attention on the placement area and its adjacencies is needed on dental implant planning.<sup>17-19</sup>



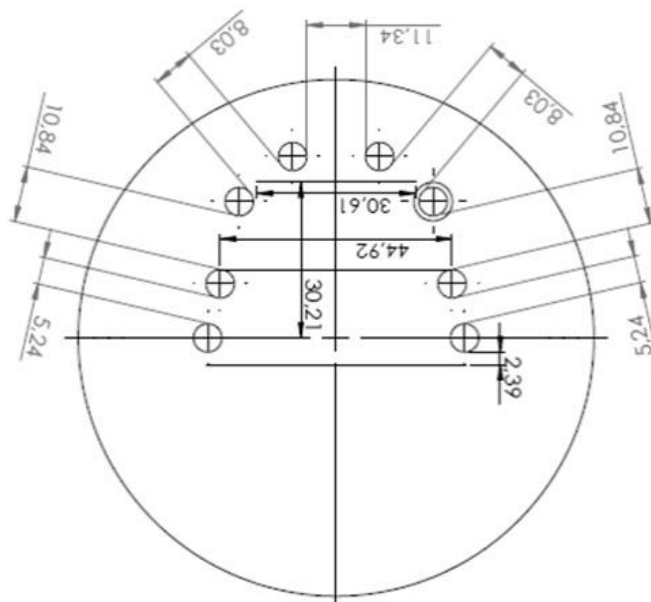
This study aims to evaluate the interference of artefacts caused by titanium on the region around teeth and bone structures in images acquired in two CBCT devices considering different distances, quantity and locations in the dental arch with and without the use of the Metal Artefact Reduction (MAR) tool.

## MATERIALS AND METHODS

The present study was approved by the Local Human Research Ethics Committee under the protocol number 84695418.2.0000.5418.

### Phantom

A PMMA Phantom (Diameter: 100 mm, height: 43.5 mm) was developed for this study. A human lower arch was simulated in the phantom with eight perforations in the region of first and second molars, first premolars and lateral incisors (Seven 5.5 mm x 14.5 mm and one 7.5 mm x 14.5 mm in the first right premolar region), according to previous studies<sup>20,21</sup> which evaluated the intermolar, intercanine and mesiodistal coronal distances (**Figure 1**).



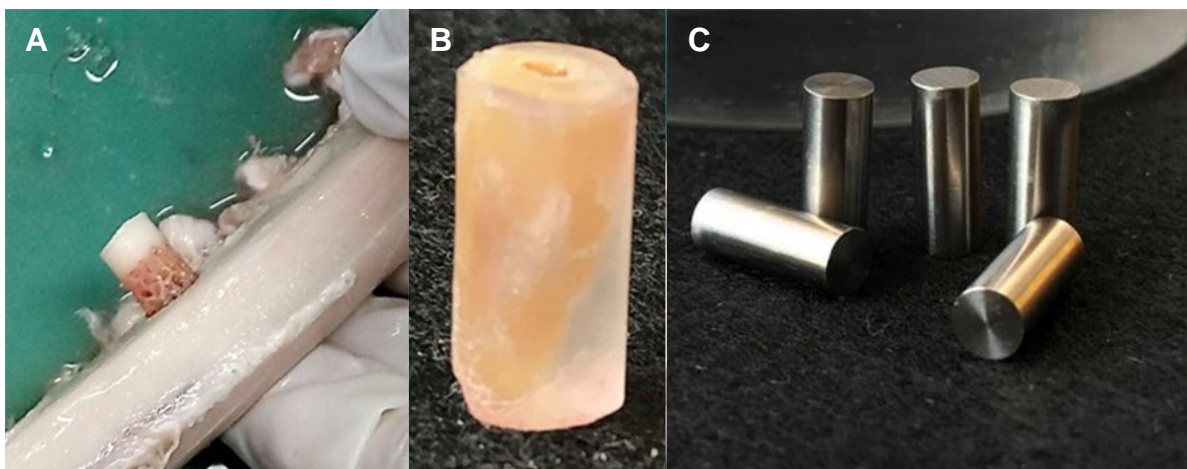
**Figure1:** Schematic drawing of the phantom perforations.

### Sample preparation

Five bone cylinders (7.5mm x 10.5mm) with trabecular and 2 mm cortical bones from a fresh bovine rib were collected by means of an 8 mm trephine bur (S.I.N. Implantes, Sao Paulo, Brazil) at 30.000 rpm and abundant saline irrigation by an oral and maxillofacial surgeon (**Figure2 A**).

Five first lower premolars were kept in 10% neutral formalin after extraction and then crowns were sectioned with a cylindrical diamond bur at high speed with a straight handpiece and abundant saline irrigation. After coronal section, all roots were included in chemically activated acrylic resin (VIPI, Sao Paulo, Brazil) (**Figure2 B**). Both teeth and bone cylinders were placed in the perforated space (the one with 7.5 mm x 14.5 mm) denominated analysis region (AR) for all protocols.

Titanium cylinders with 14.5 mm in height and 5.5 mm in diameter (S.I.N. Implantes, Sao Paulo, Brazil) (**Figure 2 C**) simulated dental implants and were placed at different positions and quantity in the simulated dental arch, following the acquisition protocols (**Table 1**).



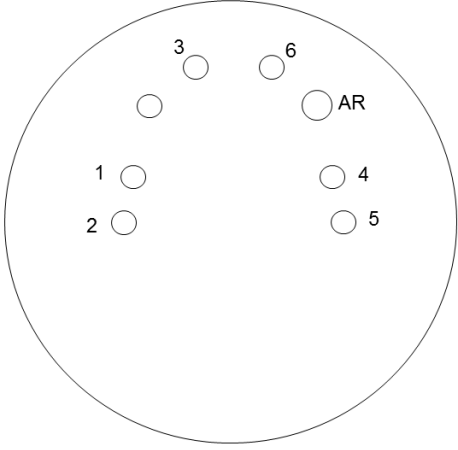
**Figure 2:** Sample preparation. (A) Bone cylinder removal (B) Premolar included in the chemically activated acrylic resin after coronal section (C) Titanium cylinders.

### CBCT acquisitions

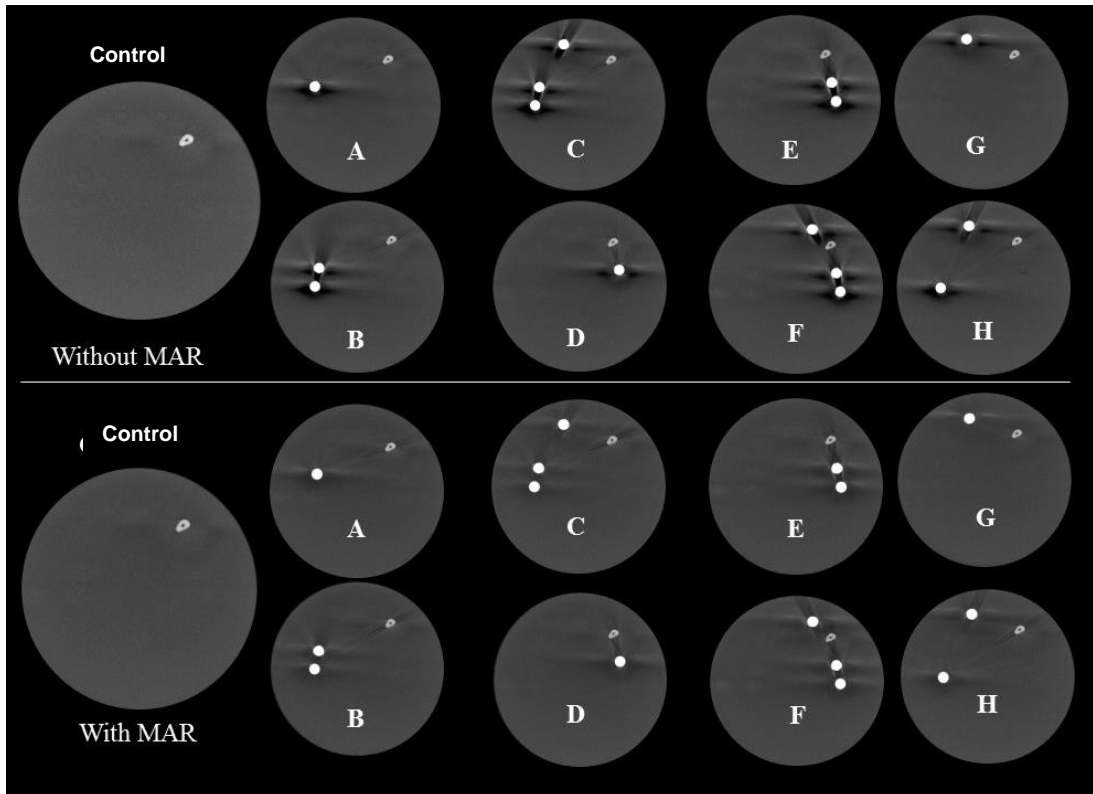
CBCT acquisitions were performed using the OP300 MAXIO (Instrumentarium – Tuusula – Finland) and Picasso Trio (Vatech/E-WOO Technology, Seoul, Korea) devices at 90 kVp, 3.2 mA, voxel size 0.2 mm, and field-of-view of 8 x 15 cm and 8.5 x 12 cm, respectively. All protocols were performed without and with the

use of MAR algorithm selected before each acquisition. The acquisition protocols are shown in Table 1.

**Table1:** Acquisition Protocols, Implant positioning and description

	Protocol	Implant Positioning	Description
	<b>Control</b>	Analysis region (AR)	No Metal
	<b>A</b>	1	One posterior titanium cylinder on the opposite side of the AR
	<b>B</b>	1 and 2	Two posterior titanium cylinders on the opposite side of the AR
	<b>C</b>	1, 2 and 3	Two posterior titanium cylinders and one anteriorly on the opposite side of the AR
	<b>D</b>	4	One posterior titanium cylinders on the adjacent side of the AR
	<b>E</b>	4 and 5	Two posterior titanium cylinders on the adjacent side of the AR
	<b>F</b>	4, 5 and 6	Two posterior titanium cylinders and one anteriorly on the adjacent side of the AR
	<b>G</b>	3	One anterior titanium cylinder on the opposite side of the AR
<b>H</b>	2 and 3	One posterior titanium cylinder and one anterior implant on the opposite side of the adjacent side of the AR	

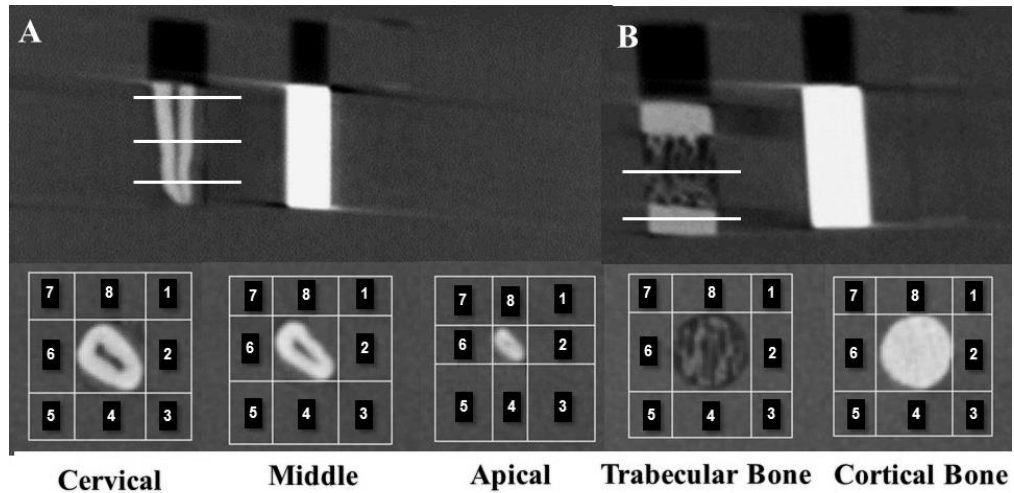
The phantom was held in the same position for all acquisition protocols with the use of one custom diagram and the reference lines of the devices. Examples of acquired images are given in **Figure 3**.



**Figure 3:** Examples of axial reconstructions (OP300 Maxio) without and with the use of MAR in the protocols for a dental sample.

### Image analysis

All 360 CBCT scans were assessed by a single radiologist examiner in Image J software (NIH, Bethesda, Maryland, USA). The mean and standard deviation of the grey values was measured from eight standardized regions of interest (ROIs) for each third of roots (Cervical, Middle and Apical), trabecular bone and lower cortical bone in all protocols. The standard deviation of the grey values, which represents their variability, was averaged and underwent to the statistical analysis (**Figure 4**).



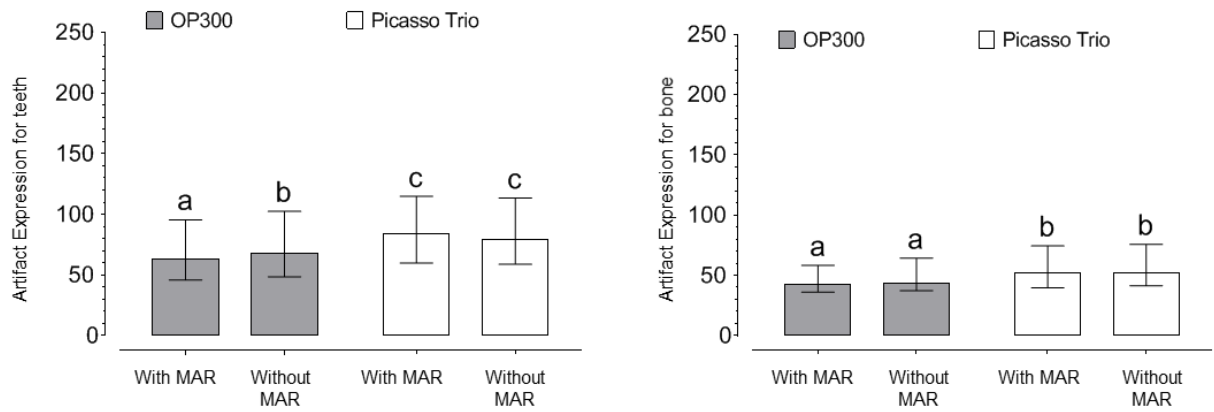
**Figure 4:** Eight ROIs in axial reconstruction in the three thirds of roots (A), trabecular bone and cortical bone (B).

### Statistical analysis

Wilcoxon test assessed the artefact expression among devices and Kruskal-Wallis ( $p < 0.0001$ ) the artefact expression in the protocols and the MAR algorithm effect from the regions of interest at a significance level of 5%. All the statistical analyses were carried out using the GraphPad Prism 7.0 (GraphPad Software, La Jolla, CA, USA) and the SPSS 25.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, EUA).

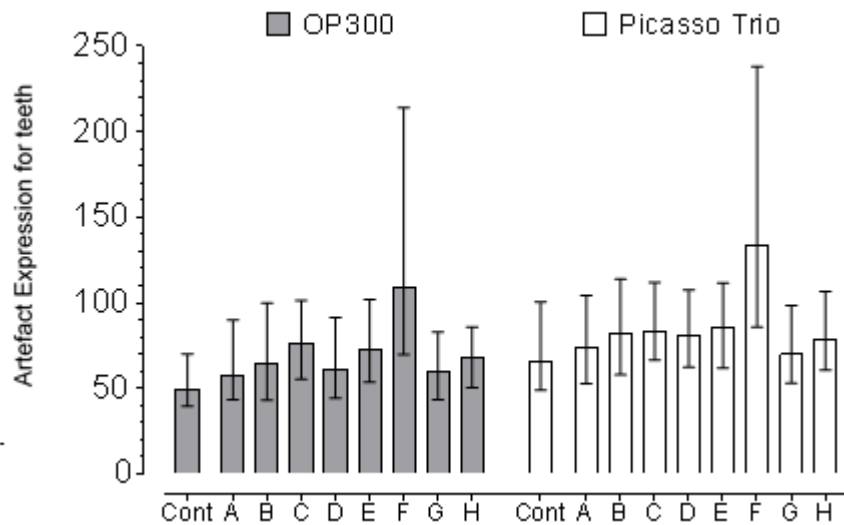
### RESULTS

For teeth and bone, Picasso ( $p < 0.0001$ ) expressed more artefacts when compared to OP300 Maxio independently of the MAR activation. For Picasso Trio ( $p = 0.99$ ), the effect of MAR on the artefact expression on teeth did not show significant differences, but for OP300 Maxio this tool reduced the standard deviation of the grey values showing its efficacy ( $p = 0.0199$ ). No statistically significant difference was seen between values for the artefact expression of the bone with or without MAR for both OP300 Maxio ( $p = 0.0514$ ) and Picasso Trio ( $p = 0.3705$ ) devices, as shown in **figure 5**.



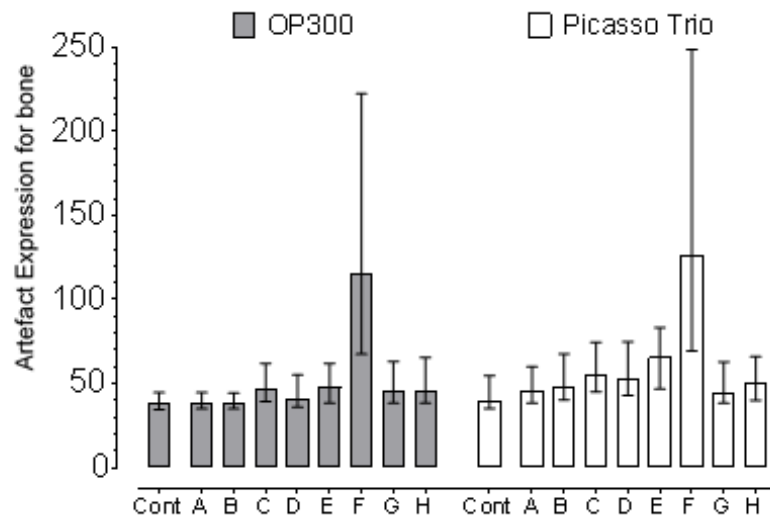
**Figure 5:** Artefact expression for teeth and bone with and without MAR

**Figure 6** shows the artefact expression for teeth in the nine protocols. For OP300 Maxio and Picasso Trio the Control group showed lower values ( $p < 0.05$ ) than the other protocols. For both CBCT devices, protocol F showed higher artefact expression when compared to the others ( $p < 0.0001$ ).



**Figure 6:** Artefact expression for teeth in the protocols

For bone, the Control group also showed lower artefact expression when compared to the others for both devices. For OP300 Maxio and Picasso Trio, protocol F showed significant higher ( $p < 0.0001$ ) values in comparison with the other protocols as shown in **Figure 7**.



**Figure 7:** Artefact expression for bone in the protocols

## DISCUSSION

CBCT acquisitions and reconstruction may vary from a device to another. In the present study, two devices were used (Picasso Trio and OP300 Maxio), and there was a difference identified by the artefact expressions values, which was also confirmed by previous studies using different devices<sup>9,22,23</sup>.

In addition to the difference among the devices, the presence of artefacts in the reconstructed image may influence the visualization of anatomical structures. The x-ray attenuation is different from the dental and bone structures scanned due to their atomic number and the presence of high atomic number materials, such as metal restorations, endodontic fillings, zirconium, and titanium dental implants. The higher atomic number they have the more artefact expression may be seen increasing the variability of the grey values, leading to a change of the image contrast and decrease the visualization of structures<sup>17</sup>. In the present study, it was observed that the bone samples adjacent to the titanium objects had more grey value variability when compared to the dental root which may be due to cortical bone density. This reduction in the image quality may decrease the measurement accuracy and the visualization of neighboring structures of high-density materials.

In order to investigate the artifacts interference, some authors<sup>2,3,5,10,11,18,22</sup> have evaluated image quality, measurement accuracy and reliability by means of

geometric phantoms, dry skulls and patient image database to simulate in vivo conditions. The artefact production is not restricted to the area surrounding the generator object only. Previous studies<sup>24-27</sup> have shown that this magnitude is reduced as further from the forming area. These studies have used human mandibles and CBCT images from patients. In the present *in vitro* study, a lower dental arch was simulated in a PMMA phantom, creating a homogeneous and controlled environment making it possible to quantify the artefacts arising from titanium cylinders without other structures attenuation. It was possible to observe that, when the objects were inserted on the opposite area of the root or the bone cylinders, the artefact expression had minor influence on the grey values for bone and teeth. This finding may be due to the titanium artefact magnitude found by some authors who used titanium and zirconium implants<sup>24,26</sup>. These materials have different atomic number and the zirconium implants generates more artefact expression than the metallic implants. This study has only evaluated titanium since this is the most commonly used material. A previous study<sup>27</sup> found differences when the implants were located in the anterior region, the present study showed higher artifact expression on the adjacencies of the analysis region. Such difference may also be due to the sample selection of the previous study, which consisted of different patients' exams with different arch format, bone thickness and field of view. This way, the field-of-view (FOV) and energetic parameters used, and the x-ray attenuation may have been different from a patient to another.

The success of an implant depends on bone quality and quantity on the surgical site. This quantification may be carried out by imaging exams such as CBCT and Multi-slice CT. Some authors<sup>2,18</sup> have evaluated bone quality and density by means of CBCT, Multi-slice CT and Micro-CT images. When high-density materials are not in the FOV, CBCT may be used to quantify bone quality but not bone density due to the scanning parameters and tissue attenuation. Thus, it may vary from a device to another and the image resolution. In the present study, the bone samples were more affected by the artefacts than the tooth which may lead to a decrease in bone quality quantification, once some authors have found this image quality reduction may decrease the anatomical visualization and under or overestimate bone linear measurements.<sup>11,12,17,28</sup>

Some alternative solutions are being studied in order to reduce the artefact expression. Acquisition energetic parameters changes such as increasing kVp and



activation of MAR tool are ways to reduce noise and improve image quality. This tool may vary from a manufacture to another and the methods used. In previous studies<sup>13-15,26,29</sup> the algorithm reduced significantly the grey value variability as observed in OP300 Maxio for teeth, but it was not reduced significantly in Picasso trio. This difference can be attributed to the threshold of action of the tool.

## **CONCLUSION**

In conclusion, artefact expression caused by titanium is greater when more metal objects are positioned in the adjacent dental and bone structures in CBCT images. However, bone was more affected by the artefact expression on the adjacencies of titanium objects when compared to teeth. The MAR may be effective to reduce artifact expression on the adjacencies of the teeth for OP300Maxio device.

## **Acknowledgments**

This study was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brazil (CAPES) – Finance Code 001.

In addition, we would like to thank the Nice Group Brazil (Limeira, Sao Paulo Brazil) for manufacturing the PMMA phantom and S.I.N. Implantes (Sao Paulo, Sao Paulo, Brazil) for providing the Titanium cylinders and the Trephine bur for the present research.

## **REFERENCES**

1. Leung CKK, Pow EHN, Li TKL, Lo ECM, Chow TW: Accuracy of radiographic measurements for implant planning using cone-beam and helical computer tomography. *J Investig Clin Dent*: 1, 2016.
2. Dessel J Van, Nicolielo LFP, Huang Y, Slagmolen P, Politis C, Lambrichts I, Jacobs R: Quantification of bone quality using different cone beam computed tomography devices: Accuracy assessment for edentulous human mandibles. *Eur J Oral Implantol* 9: 411, 2017.
3. Jacobs R, Salmon B, Codari M, Hassan B, Bornstein MM: Cone beam computed

- tomography in implant dentistry: Recommendations for clinical use. *BMC Oral Health* 18: 1, 2018.
4. Tomography C, Parsa A, Ibrahim N, Hassan B: Reliability of Voxel Gray Values in Cone Beam Computed Tomography for Preoperative Implant Planning Assessment. *Int J Oral Maxillofac Implant* 27: 1438, 2012.
  5. Oliveira ML, Freitas DQ, Ambrosano GMB, Haiter-Neto F: Influence of exposure factors on the variability of CBCT voxel values: A phantom study. *Dentomaxillofac Radiol* 43: 1, 2014.
  6. Pauwels R, Jacobs R, Singer SR, Mupparapu M: CBCT-based bone quality assessment: Are Hounsfield units applicable? *Dentomaxillofac Radiol* 44, 2015.
  7. Schulze R, Heil U, Groß D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E: Artefacts in CBCT: A review. *Dentomaxillofac Radiol* 40: 265, 2011.
  8. Spin-Neto R, Mudrak J, Matzen LH, Christensen J, Gotfredsen E, Wenzel A: Cone beam CT image artefacts related to head motion simulated by a robot skull: Visual characteristics and impact on image quality. *Dentomaxillofac Radiol* 42, 2013.
  9. Vasconcelos K de F, Nicolielo LFP, Nascimento MC, Haiter-Neto F, Bóscolo FN, Dessel J Van, Ezeldeen M, Lambrichts I, Jacobs R: Artefact expression associated with several cone-beam computed tomographic machines when imaging root filled teeth. *Int Endod J* 48: 994, 2015.
  10. Codari M, Faria Vasconcelos K de, 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*: 1, 2017.
  11. Cremonini CC, Dumas M, Pannuti CM, Neto JBC, Cavalcanti MGP, Lima LA: Assessment of linear measurements of bone for implant sites in the presence of metallic artefacts using cone beam computed tomography and multislice computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Surg* 40: 845, 2011.
  12. Hoorieh Bashizadeh Fakhar, Roxana Rashtchian, Milad Parvin HBF , RR , MP 3: Effect of Dental Implant Metal Artifacts on Accuracy of Linear Measurements by Two Cone-beam Computed Tomography Systems Before and After Crown Restoration. 14, 2017.

13. Bechara B, Moore WS, McMahan CA, Noujeim M: Metal artefact reduction with cone beam CT: An in vitro study. *Dentomaxillofacial Radiol* 41: 248, 2012.
14. 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*: 1, 2017.
15. Vasconcelos K de F, 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* 0: 1, 2018.
16. Burstein J, Mastin C, Le B: Avoiding injury to the inferior alveolar nerve by routine use of intraoperative radiographs during implant placement. *J Oral Implantol* 34: 34, 2008.
17. Gerlach NL, Meijer GJ, Borstlap WA, Bronkhorst EM, Bergé SJ, Maal TJJ: Accuracy of bone surface size and cortical layer thickness measurements using cone beam computerized tomography. *Clin Oral Implants Res* 24: 793, 2013.
18. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Stelt P van der, Wismeijer D: Bone quality evaluation at dental implant site using multislice CT, micro-CT, and cone beam CT. *Clin Oral Implants Res* 26: e1, 2015.
19. Dau M, Edalatpour A, Schulze R, Al-Nawas B, Alshihri A, Kämmerer PW: Presurgical evaluation of bony implant sites using panoramic radiography and cone beam computed tomography - Influence of medical education. *Dentomaxillofacial Radiol* 46, 2017.
20. Yamaguto OT, Helena M, Vasconcelos F: Determinação das medidas dentárias méso-distais em indivíduos brasileiros leucodermas com oclusão normal. *Dent Press Ortodon Ortop Facial* 10: 99, 2005.
21. Sousa MVS, Vasconcelos EC, Janson G, Garib D, Pinzan A: Accuracy and reproducibility of 3-dimensional digital model measurements. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 142: 269, 2012.
22. Bamba J, Araki K, Endo A, Okano T: Image quality assessment of three cone beam CT machines using the SEDENTEXCT CT phantom. *Dentomaxillofacial Radiol* 42: 1, 2013.
23. Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K, Tsiklakis K: Quantification of metal artifacts on cone beam computed

- tomography images. *Clin Oral Implants Res* 24: 94, 2013.
24. Fontenele RC, Nascimento EH, Vasconcelos T V, Noujeim M, Freitas DQ: Magnitude of cone beam CT image artifacts related to zirconium and titanium implants: impact on image quality. *Dentomaxillofacial Radiol*: 20180021, 2018.
  25. Molteni R: Prospects and challenges of rendering tissue density in Hounsfield units for cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 116: 105, 2013.
  26. Freitas DQ, Fontenele RC, Nascimento EHL, Vasconcelos TV, Noujeim M: Influence of acquisition parameters on the magnitude of cone beam computed tomography artifacts. *Dentomaxillofacial Radiol*: 20180151, 2018.
  27. Machado AH, Fardim KAC, Souza CF De, Sotto-Maior BS, Assis NMSP, Devito KL: Effect of anatomical region on the formation of metal artefacts produced by dental implants in cone beam computed tomographic images. *Dentomaxillofacial Radiol* 47, 2018.
  28. Fokas G, Vaughn VM, Scarfe WC, Bornstein MM: Accuracy of linear measurements on CBCT images related to presurgical implant treatment planning: A systematic review. *Clin Oral Implants Res* 29: 393, 2018.
  29. Bechara B, McMahan CA, Geha H, Noujeim M: Evaluation of a cone beam CT artefact reduction algorithm. *Dentomaxillofacial Radiol* 41: 422, 2012.

### 3 CONCLUSÃO

Conclui-se com este estudo que a expressão de artefatos causados por titânio é maior quando mais objetos deste material estão presentes nas estruturas ósseas e dentárias adjacentes a eles.

As estruturas ósseas foram mais afetadas pela expressão de artefatos nos aparelhos estudados quando comparadas com as estruturas dentárias

A ferramenta de redução de artefatos se mostrou eficaz para o aparelho OP300 na região adjacente às estruturas dentárias, desta forma a análise sofreu interferência direta em relação ao equipamento utilizado e densidade das estruturas uma vez que para o mesmo equipamento a ferramenta não se mostrou eficaz para as estruturas ósseas.

## REFERÊNCIAS

Bechara B, McMahan CA, Geha H, Noujeim M. Evaluation of a cone beam CT artefact reduction algorithm. *Dentomaxillofac Radiol* 2012; 41(5), 422–428.

Burstein J, Mastin C, Le B. Avoiding injury to the inferior alveolar nerve by routine use of intraoperative radiographs during implant placement. *Journal of Oral Implantology*, 2008; 34(1), 34–8.

Cremonini CC, Dumas M, Pannuti CM, Neto JBC, Cavalcanti MGP, Lima LA. Assessment of linear measurements of bone for implant sites in the presence of metallic artefacts using cone beam computed tomography and multislice computed tomography. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2011; 40: 845–850.

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 Impl. Res.* 2017; 00: 1–6.

Dau M, Edalatpour A, Schulze R, Al-Nawas B, Alshihri A, K"ammerer PW. Presurgical evaluation of bony implant sites using panoramic radiography and cone beam computed tomography—influence of medical education. *Dentomaxillofac Radiol* 2017; 46: 20160081

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.* 2018;1–8.

Gerlack NL, Meijer GJ, Borstlap WA, Bronkhorst EM, Berge´ SJ, Maal TJJ. Accuracy of bone surface size and cortical layer thickness measurements using cone beam computerized tomography. *Clin. Oral Impl. Res.* 2013; 24: 793–797

Gupta J, Ali SP. Cone beam computed tomography in oral implants. *Natl J Maxillofac Surg* 2013; 4: 2-6.

Gupta A, Rathee S, Agarwal J, Pachar RB. Measurement of Crestal Cortical Bone Thickness at Implant Site: A Cone Beam Computed Tomography Study. *J Contemp Dent Pract* 2017; 18(9):785-789.

Machado AH, Fardim KAC, de Souza CF, Sotto-Maior BS, Assis NMSP, Devito KL. Effect of anatomical region on the formation of metal artefacts produced by dental implants in cone beam computed tomographic images. *Dentomaxillofac Radiol* 2018; 47: 20170281.

Oliveira, ML, Freitas, DQ, Ambrosano, GMB, Haiter-Neto, F. Influence of exposure factors on the variability of CBCT voxel values: A phantom study. *Dentomaxillofacial Radiology*, 2014; 43(6), 1–6.

Parsa, A, Ibrahim, N, Hassan, B, Motroni A, Selt P., Wismeijer D. Reliability of Voxel Gray Values in Cone Beam Computed Tomography for Preoperative Implant Planning Assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27(6), 1438–1442.

Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K, Tsiklakis K, The SEDENTEXCT Project Consortium, Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin. Oral Impl. Res.* 24 (Suppl. A100), 2013, 94–99 doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02382.x

Pauwels R, Nackaerts O, Bellaiche N, Stamatakis H, Tsiklakis K, Walker A, et al. Variability of dental cone beam CT grey values for density estimations. *Br J Radiol* 2013; 86: 20120135

Pauwels R, Jacobs R, Singer SR, Mupparapu M. CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield devices applicable?. *Dentomaxillofacial Radiology* 2015; 44: 20140238

Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol* 2015; 44: 20140224

Queiroz PM, Santaella GM, Da Paz, TDJ, Freitas DQ. Evaluation of a metal artefact reduction tool on different positions of a metal object in the FOV. *Dentomaxillofacial Radiology*, 2017; 46(3).

Rathee, M, Bhorla, M. Basics of clinical diagnosis in implant dentistry. *Journal of the International Clinical Dental Research Organization*, 2015; 7(3).

Schropp L, Stavropoulos A, Gotfredsen E, Wenzel A. Comparison of panoramic and conventional cross-sectional tomography for preoperative selection of implant size. *Clinical Oral Implants Research* 2011; 22(4), 424–429.

Schulze R, Heil U, Groß D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E: Artefacts in CBCT: A review. *Dentomaxillofacial Radiol* 40: 265, 2011.

Sousa MVS, Vasconcelos, EC, Janson, G, Garib D, Pinzan A. Accuracy and reproducibility of 3-dimensional digital model measurements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2012.

Spin-Neto R, Mudrak J, Matzen LH, Christensen J, Gotfredsen E, Wenzel A. Cone beam CT image artefacts related to head motion simulated by a robot skull: visual characteristics and impact on image quality. *Dentomaxillofac Radiol* 2013; 42: 32310645.

Yamaguto OT, Helena M, Vasconcelos F. Determinação das medidas dentárias méso-distais em indivíduos brasileiros leucodermas com oclusão normal. *Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2005; 10(5), 99–107.

Vasconcelos TV, Bechara BB, McMahan CA, Freitas DQ, Noujeim M. Evaluation of artifacts generated by zirconium implants in cone-beam computed tomography images. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 2017, 123(2): 265–272.

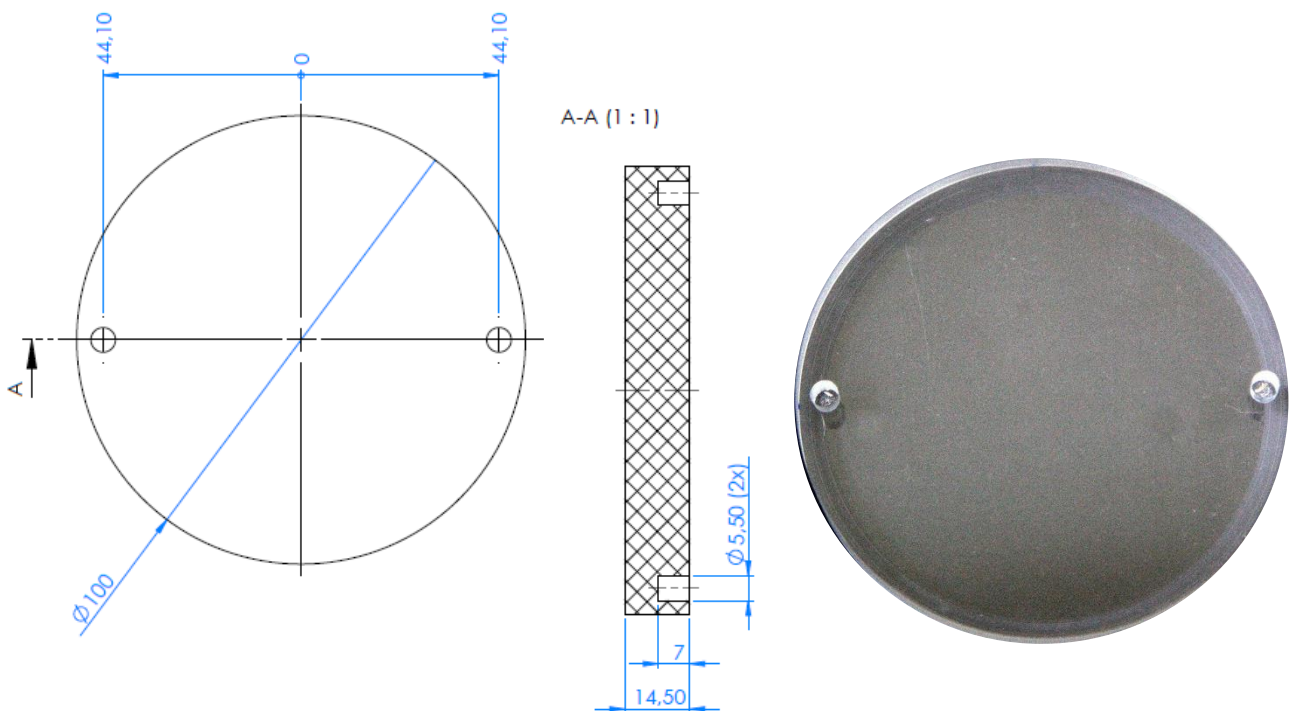


## APÊNDICE 1: METODOLOGIA DETALHADA

O presente estudo foi realizado após a aprovação do comitê de ética em pesquisa com seres humanos local (Protocolo: 84695418.2.0000.5418).

### 1.1 Confeção do fantoma

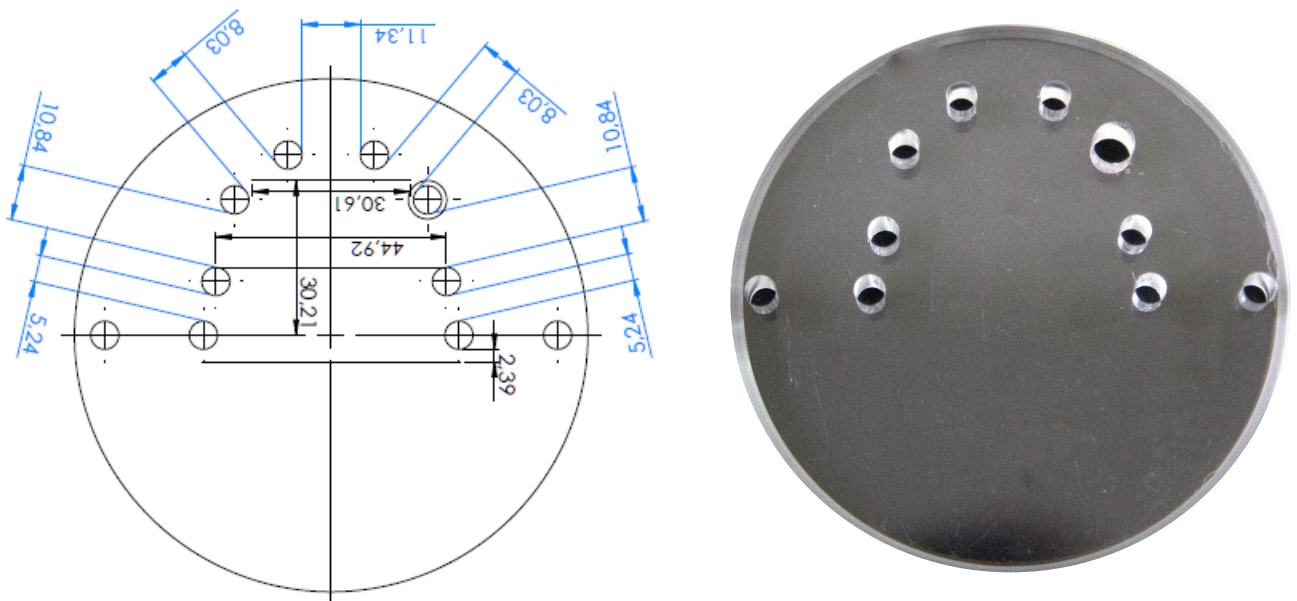
O fantoma de acrílico foi confeccionado (The Nice Group Brazil, Limeira, São Paulo) com três placas circulares com 100 mm de diâmetro e 14,5mm de espessura. As placas eram mantidas sobrepostas umas às outras por tarugos acrílicos que trespassavam todas as placas e posicionados nas perfurações laterais de cada uma. A placa inferior, utilizada como base, possuía duas perfurações laterais de 5,5mm de diâmetro e 7mm de profundidade (**Figura 1**).



**Figura 1: Placa Inferior do fantoma acrílico**

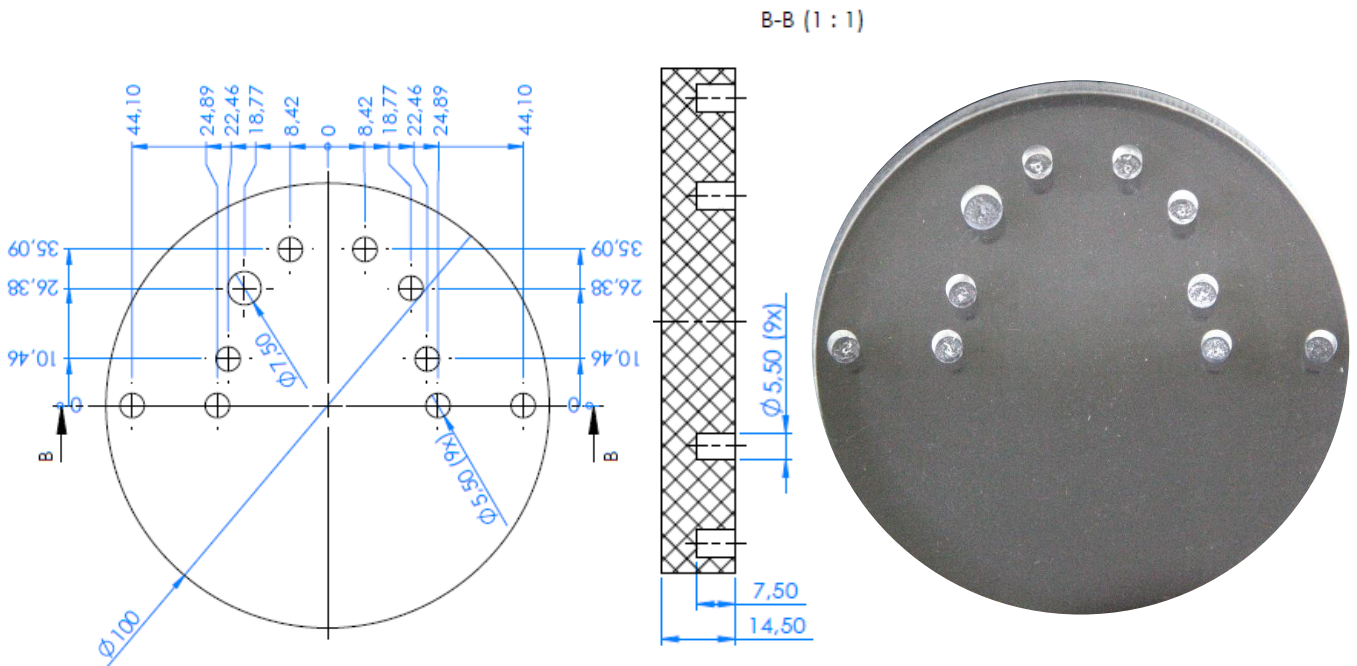
A placa intermediária continha 10 perfurações de 14,5mm de profundidade, sendo 9 perfurações de 5,5 mm de diâmetro e 1 de 7,5mm. As 8 perfurações centrais foram dispostas simulando a média do arco dentário inferior e centro das distâncias mesio-distais das coroas dos dentes 37, 36, 34, 32, 42, 44, 46 e 47 (Sousa, et al., 2012, Yamaguto, et al., 2005) (**Figura 2**).

**Figura 2: Placa Intermediária do fantoma acrílico**



A placa superior apresentava as mesmas perfurações de forma invertida horizontalmente à peça intermediária, com profundidade de 7,5mm (**Figura3**).

**Figura 3: Placa Superior do fantoma acrílico**



Durante a aquisição das imagens, as perfurações não utilizadas foram vedadas com tarugos acrílicos de 5,5 mm de diâmetro e 22,5mm de altura.

## 1.2 Aquisição das imagens

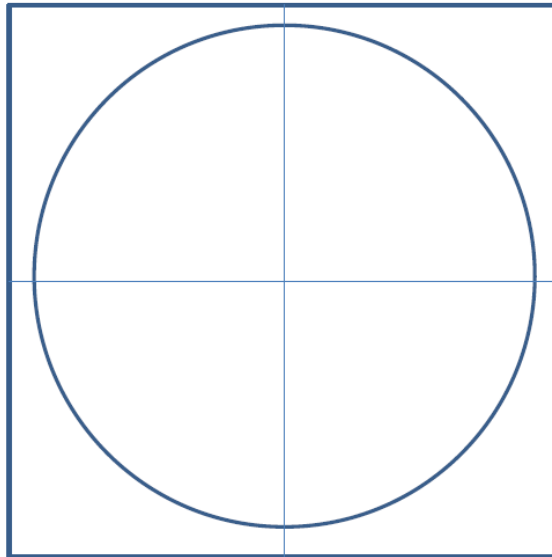
Foram adquiridas imagens tomográficas nos equipamentos OP300 Maxio (Instrumentarium – Tuusula – Finlândia) e Picasso Trio (Vatech/E-WOO Technology, Seoul, Korea) da Clínica de Radiologia Oral da FOP/UNICAMP. Foram utilizados os FOVs 8x15cm e 8,5x12cm, respectivamente. Os parâmetros energéticos utilizados foram padronizados em 90kV e 3,2 mA, voxel de 0,2mm. Todos os protocolos foram realizados com e sem a ferramenta de redução de artefatos (FRA). Os protocolos de aquisição estão demonstrados no **Tabela 1**.

**Tabela1: Protocolos de aquisição, posicionamento dos metais e descrição**

	Protocolo	Posição Metal	Descrição
	Controle	Nenhum metal	Nenhum metal
	A	1	1 metal posterior, lado oposto à área de análise
	B	1 e 2	2 metais posteriores lado oposto à área de análise
	C	1, 2 e 3	2 metais posteriores e 1 metal anterior, lado oposto à área de análise
	D	4	1 metal posterior, lado adjacente à área de análise
	E	4 e 5	2 metais posteriores, lado adjacente à área de análise
	F	4, 5 e 6	2 metais posteriores e 1 metal anterior, lado adjacente à área de análise
	G	3	1 metal anterior lado oposto à área de análise
	H	2 e 3	1 metal posterior e 1 metal anterior lado oposto à área de análise

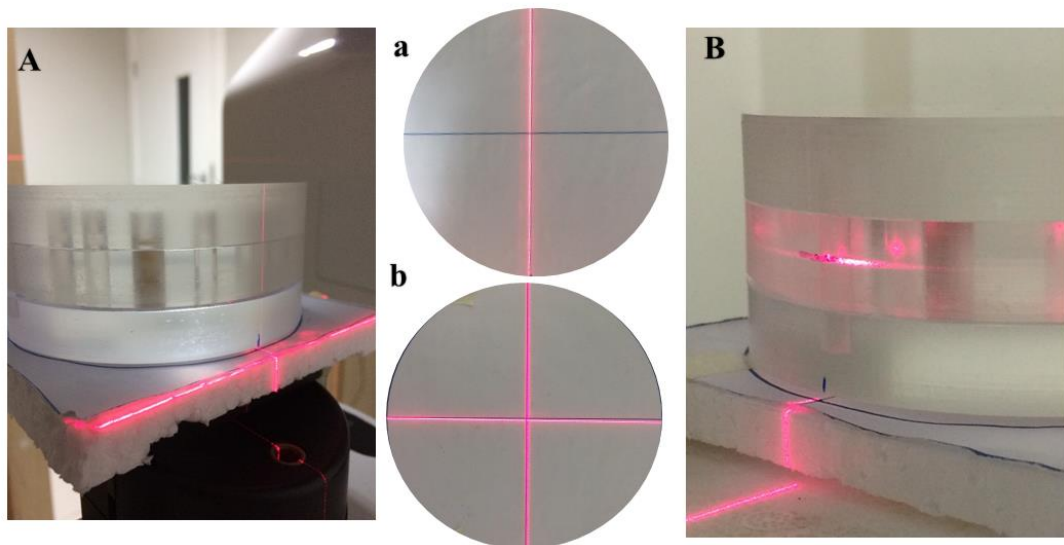
Um diagrama foi feito para padronizar o posicionamento do fantoma nas aquisições (**Figura 6**).

**Figura 6:** Diagrama para padronização do posicionamento do fantoma nas aquisições



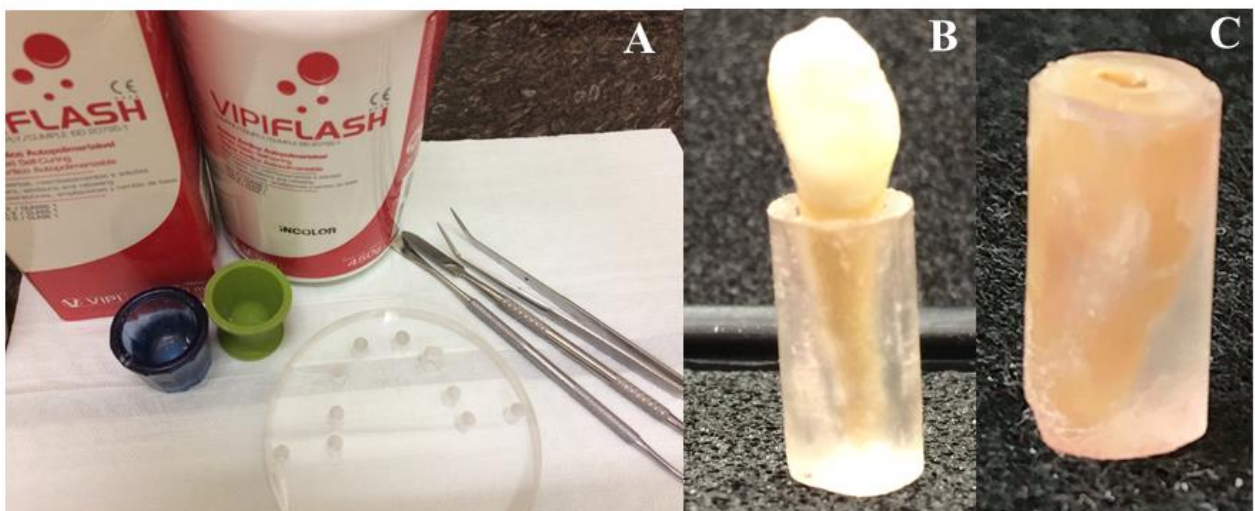
As linhas de referência dos equipamentos foram ajustadas para que o fantoma ficasse no centro do FOV de acordo com as características de cada aparelho. No OP300 Maxio, a linha do plano sagital era posicionada na linha central do diagrama e a linha inferior que delimita o limite inferior do FOV foi posicionada no limite inferior da plataforma de modelos do equipamento (**Figura 7 A e a**). Já no Picasso Trio, a linha do plano sagital mediano era posicionada na linha central do diagrama, a linha do plano de Frankfurt na linha transversal mediana do diagrama e a linha horizontal do plano oclusal era posicionada dividindo ao meio a placa intermediária do fantoma (**Figura 7 B e b**).

**Figura 7:** Posicionamento fantoma acrílico e linhas referência no diagrama nos aparelhos OP300 Maxio (A e a) e Picasso Trio (B e b)



Cinco primeiros pré-molares inferiores recém extraídos para fins ortodônticos e doados por um cirurgião buco-maxilo facial foram fixados em uma solução de formol 10% neutro por 48 horas e foram conservados em Álcool 70%. As coroas foram seccionadas com uma broca diamantada cilíndrica em alta rotação. Para não haver interferência de ar ao redor da raiz, cada uma foi individualizada usando resina acrílica incolor auto-polimerizável (VIPI FLASH – VIPI Pirassunga, São Paulo, Brasil) (**Figura 8**).

**Figura 8:** Preparo dos dentes para as aquisições. A, Resina Acrílica (VIPIFLASH); B, Dente incluído em resina acrílica; e C, Coroa dentária seccionada.

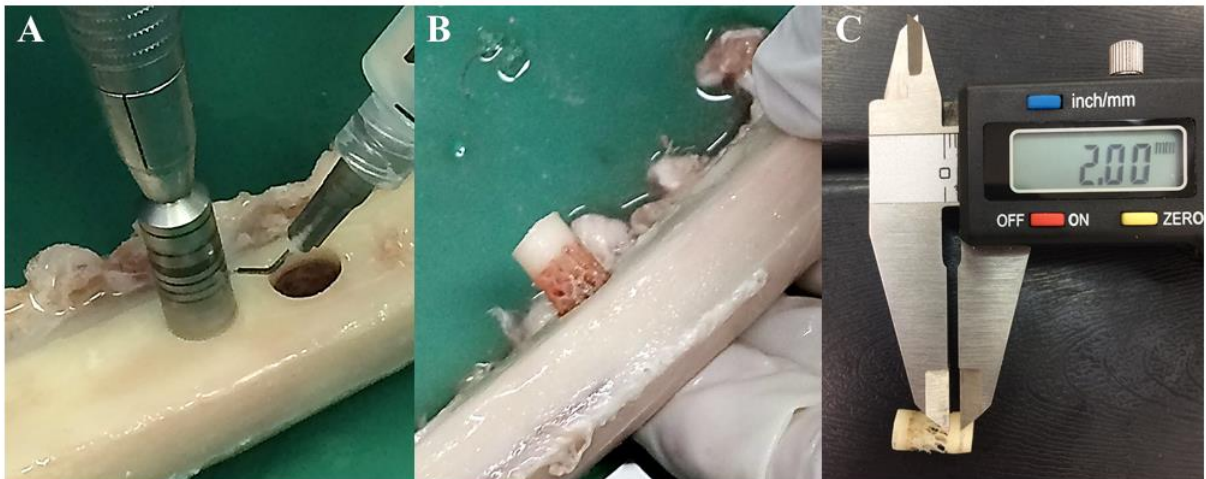




Cinco cilindros ósseos contendo osso medular e cortical foram removidos por um cirurgião buco-maxilo facial da mesma região de uma costela bovina fresca por meio de uma trefina de 8mm de diâmetro (S.I.N. Implantes, São Paulo, Brasil) acoplado em uma peça reta e um motor de implantes a 30.000 rotações/minuto e irrigação abundante com soro fisiológico. Após a coleta, os cilindros foram fixados em uma solução de formol 10% neutro por 48 horas e conservados em álcool 70%.

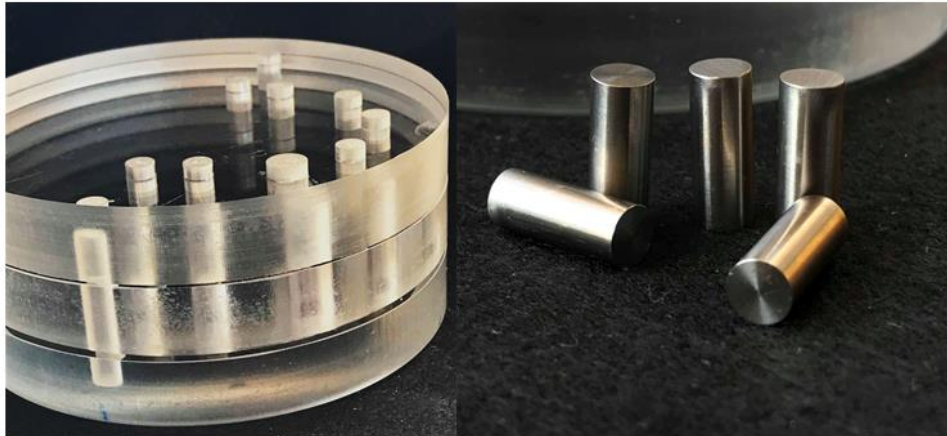
Em um estudo piloto realizado em exames de TCFC sem a interferência de artefatos dos lados direito e esquerdo na região dos primeiros pré-molares inferiores de pacientes que realizaram o exame para fins diagnósticos, observou-se que a média da espessura óssea das corticais é de 2mm, assim os blocos ósseos que possuíam espessuras das corticais maiores que a padronizada foram ajustados por meio de uma broca cilíndrica em alta rotação e abundante irrigação com soro fisiológico (**Figura 9**). Os blocos ósseos após os ajustes tinham 7,5mm de diâmetro e 10,5mm de altura total.

**Figura 9:** Preparo das amostras ósseas. A e B, Remoção cilindro ósseo com broca trefina (S.I.N. implantes). C, Mensuração para padronização da espessura da cortical óssea.



Os cilindros de titânio de 14,5mm de altura e 5,5mm de diâmetro (S.I.N. Implantes, São Paulo, Brasil) simularam implantes dentários nas regiões adjacentes e opostas à área controle (**Figura 10**).

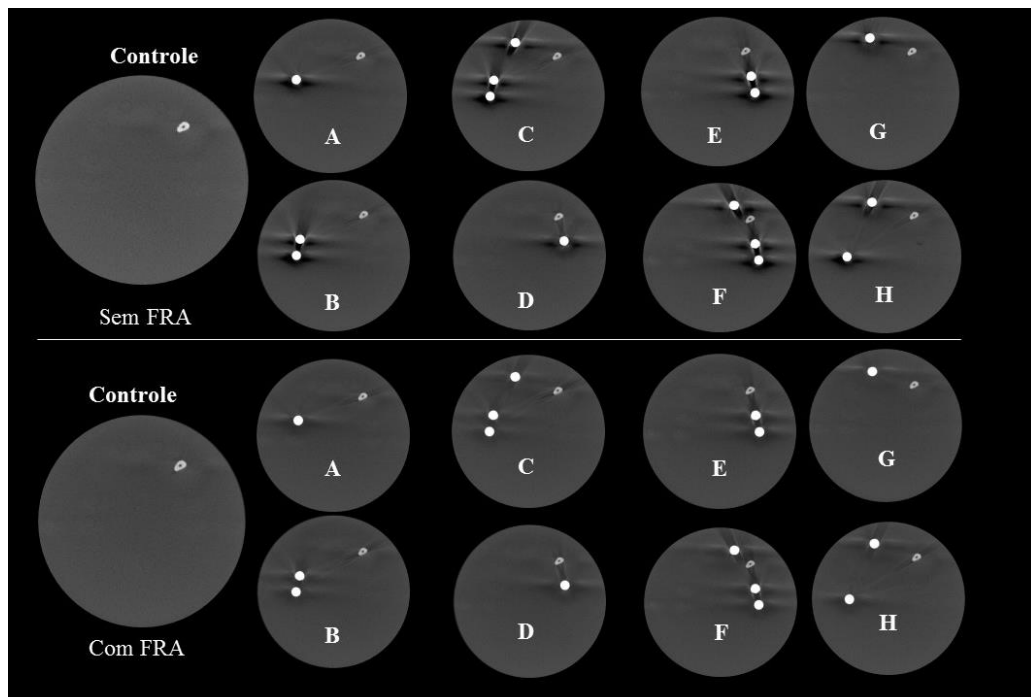
**Figura 10:** Fantoma acrílico e cilindros de titânio



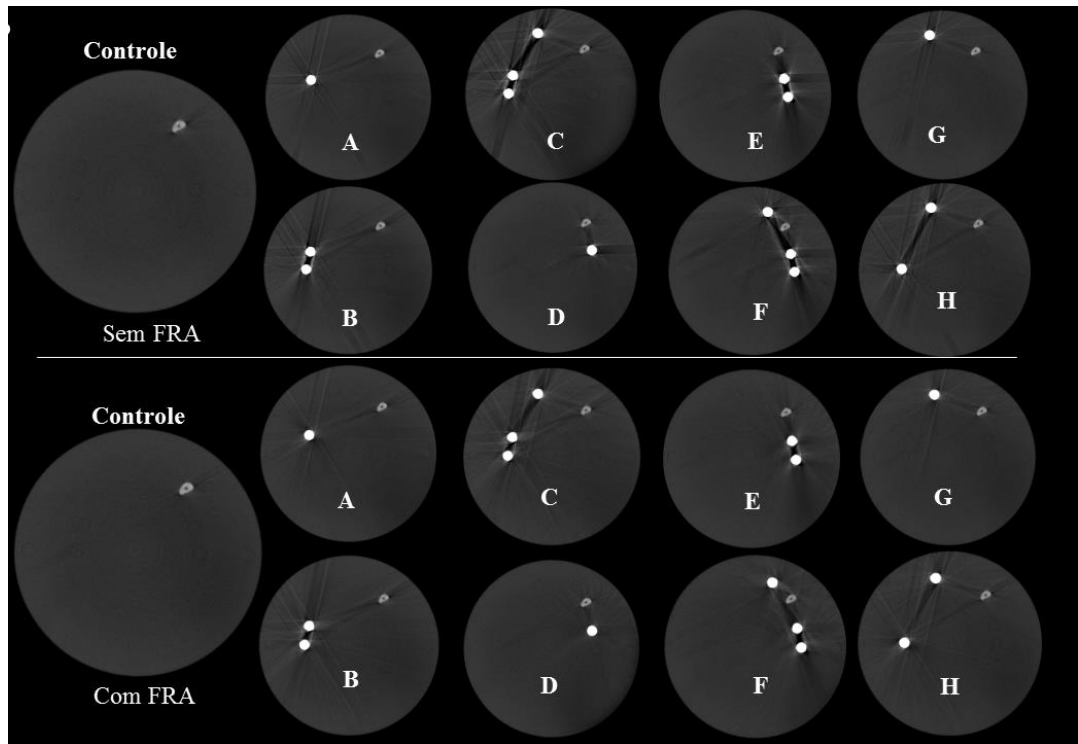
### 1.3 Avaliação das Imagens

As imagens finais com e sem redução de artefatos (FRA) foram avaliadas por um único avaliador, radiologista com 7 anos de experiência na área e previamente treinado para utilizar o software ImageJ (NIH, Bethesda, Maryland, EUA) (**Figuras 11, 12, 13 e 14**).

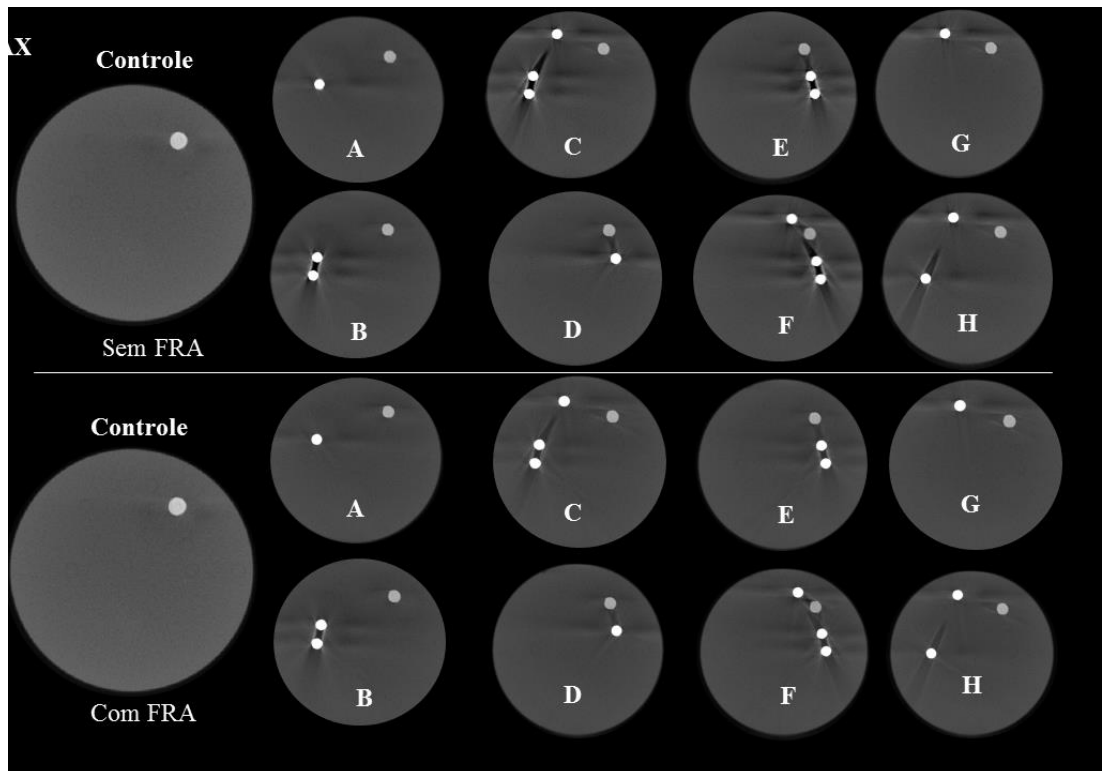
**Figura 11:** Exemplos de reconstruções axiais dos diferentes protocolos com e sem a ferramenta de redução de artefatos (FRA) para dente no equipamento OP300Maxio.



**Figura 12:** Exemplos de reconstruções axiais dos diferentes protocolos com e sem a ferramenta de redução de artefatos (FRA) para dente no equipamento Picasso Trio.

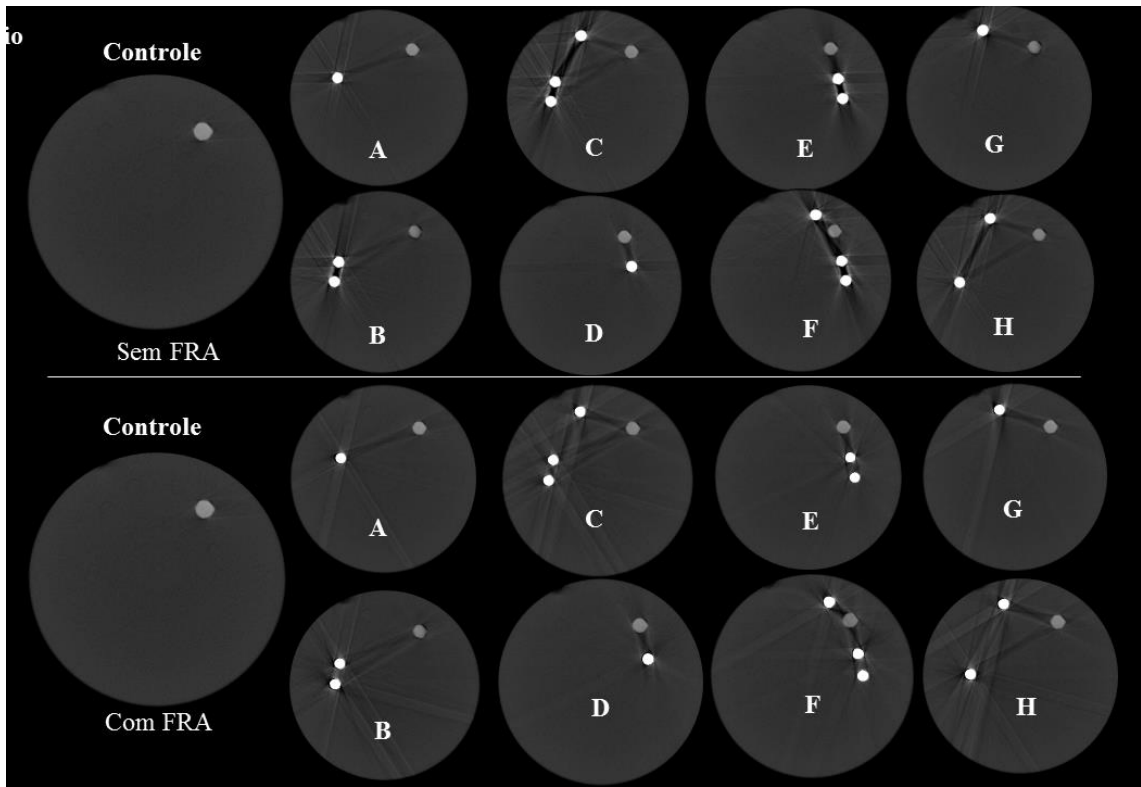


**Figura 13:** Exemplos de reconstruções axiais dos diferentes protocolos com e sem a ferramenta de redução de artefatos (FRA) para osso no equipamento OP300Maxio.



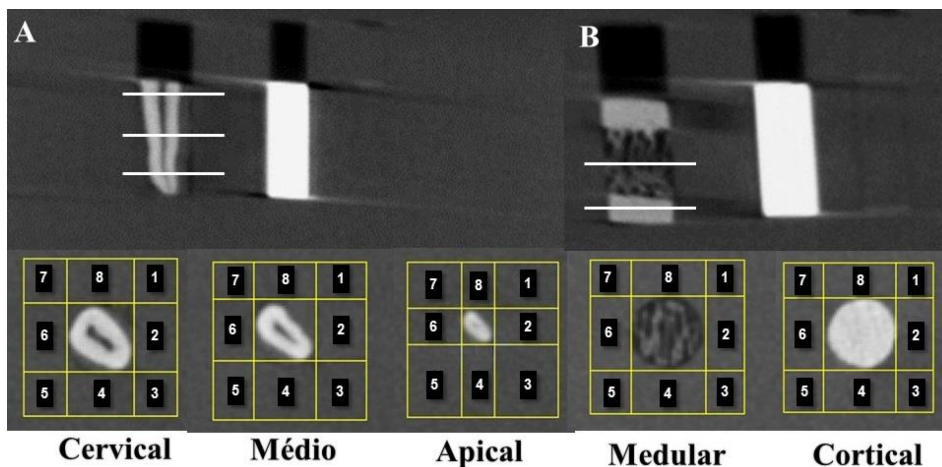


**Figura 14:** Exemplos de reconstruções axiais dos diferentes protocolos com e sem a ferramenta de redução de artefatos (FRA) para dente no equipamento Picasso Trio.



Oito áreas de interesse foram padronizadas e posicionadas ao redor de cada terço radicular (Cervical, Médio e Apical), osso medular e cortical óssea inferior (**Figura 15**). Através destas regiões de interesse, foram obtidos a média e desvio padrão dos valores de cinza. O desvio padrão por representar a variabilidade nos valores de cinza foi utilizado para as análises estatísticas.

**Figura 15:** Regiões de interesse (ROIs) em reconstruções axiais nos terços radiculares (A), osso medular e cortical (B) para a quantificação do DP dos valores de cinza.



## 1.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise estatística, foram utilizados os programas SPSS 25.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, EUA) e GraphPad Prism 7.0 (Graphpad Software, La Jolla, California, EUA). Para a expressão de artefatos entre os equipamentos, foi aplicado o teste Wilcoxon e a expressão dos artefatos nos protocolos e o efeito do algoritmo de redução de artefatos o teste de Kruskal-Wallis( $p < 0.0001$ ) com nível de significância de 5%.

## ANEXOS

### ANEXO 1: COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**  
**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**



## CERTIFICADO

O Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP certifica que o projeto de pesquisa "**Avaliação da interferência de artefatos metálicos nas estruturas adjacentes a implantes de titânio**", CAAE **84695418.2.0000.5418**, dos pesquisadores **Luciano Augusto Cano Martins, Yuri Nejaim, Mayra Cristina Yamasa e Francisco Haíter Neto**, satisfaz as exigências das resoluções específicas sobre ética em pesquisa com seres humanos do Conselho Nacional de Saúde – Ministério da Saúde e foi aprovado por este comitê em 02/04/2018.

The Research Ethics Committee of the Piracicaba Dental School of the University of Campinas (FOP-UNICAMP) certifies that research project "**Evaluation of Metal Artifact on adjacent structures to titanium implants**", CAAE **84695418.2.0000.5418**, of the researcher's **Luciano Augusto Cano Martins, Yuri Nejaim, Mayra Cristina Yamasa and Francisco Haíter Neto**, meets the requirements of the specific resolutions on ethics in research with human beings of the National Health Council - Ministry of Health, and was approved by this committee on 2<sup>nd</sup> of April of 2018.

**Profa. Fernanda Miori Pascon**

Vice Coordenadora  
 CEP/FOP/UNICAMP

**Prof. Jacks Jorge Junior**

Coordenador  
 CEP/FOP/UNICAMP

Nota: O título do protocolo e a lista de autores aparecem como fornecidos pelos pesquisadores, sem qualquer edição.  
 Notice: The title and the list of researchers of the project appears as provided by the authors, without editing.

## ANEXO 2: RELATÓRIO FINAL DE SIMILARIDADE

## Luciano dissertação

## RELATÓRIO DE ORIGINALIDADE

<b>12%</b>	<b>8%</b>	<b>10%</b>	<b>%</b>
ÍNDICE DE SEMELHANÇA	FONTES DA INTERNET	PUBLICAÇÕES	DOCUMENTOS DOS ALUNOS

## FONTES PRIMÁRIAS

<b>1</b>	<b>www.birpublications.org</b> Fonte da Internet	<b>1%</b>
<b>2</b>	<b>repositorio.ufjf.br</b> Fonte da Internet	<b>1%</b>
<b>3</b>	<b>Karla de Faria Vasconcelos, Marina Codari, Polyane Mazucatto Queiroz, Laura Ferreira Pinheiro Nicolielo 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 Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology, 2018</b> Publicação	<b>1%</b>
<b>4</b>	<b>Polyane Mazucatto Queiroz, Karla Rovaris, Hugo Gaêta-Araujo, Stefani Marzola de Souza Bueno et al. "Influence of Artifact Reduction Tools in Micro-computed Tomography Images for Endodontic Research", Journal of Endodontics, 2017</b>	<b>1%</b>

## ANEXO 3: COMPROVANTE DE SUBMISSÃO

### Submission Confirmation for your paper

Journal of Oral and Maxillofacial Surgery <eesserver@eesmail.elsevier.com>

Qua, 16/01/2019 15:41

Para: luciano\_cano@hotmail.com <luciano\_cano@hotmail.com>

\*\*\* Automated email sent by the system \*\*\*

Dear Mr. Martins,

Your submission entitled "EVALUATION OF THE INFLUENCE OF ARTEFACTS CAUSED BY TITANIUM ON DENTAL AND BONE STRUCTURES IN IMAGES ACQUIRED IN CBCT WITH AND WITHOUT THE METAL ARTEFACT REDUCTION TOOL" has been received by The Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.

You will be able to check on the progress of your paper by logging on to the Elsevier Editorial System of the journal as an author.

The URL is: <https://ees.elsevier.com/joms/>.

Your manuscript will be given a reference number once a Reviewer has been assigned. After the peer reviews are complete, the editor in chief will make the final recommendation; we will contact you when that information is given to us.

Thank you for your support of the journal.

Kind regards,

Journal of Oral and Maxillofacial Surgery