



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

EDUARDA HELENA LEANDRO DO NASCIMENTO

**PRODUÇÃO DE ARTEFATOS E DESEMPENHO DA FERRAMENTA
DE REDUÇÃO DE ARTEFATOS NAS REGIÕES ADJACENTES A
IMPLANTES DE ZIRCÔNIA EM IMAGENS DE TCFC**

**ARTIFACT PRODUCTION AND PERFORMANCE OF THE METAL
ARTIFACT REDUCTION TOOL IN REGIONS ADJACENT TO
ZIRCONIA IMPLANTS IN CBCT IMAGES**

Piracicaba

2020

EDUARDA HELENA LEANDRO DO NASCIMENTO

**PRODUÇÃO DE ARTEFATOS E DESEMPENHO DA FERRAMENTA
DE REDUÇÃO DE ARTEFATOS NAS REGIÕES ADJACENTES A
IMPLANTES DE ZIRCÔNIA EM IMAGENS DE TCFC**

**ARTIFACT PRODUCTION AND PERFORMANCE OF THE METAL
ARTIFACT REDUCTION TOOL IN REGIONS ADJACENT TO
ZIRCONIA IMPLANTS IN CBCT IMAGES**

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

Thesis presented to the Piracicaba Dental School of the University of Campinas in partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor in Oral Radiology, in Oral Radiology Area.

Orientadora: Prof. Dra. Deborah Queiroz de Freitas França

Este exemplar corresponde à versão final da tese defendida pela aluna Eduarda Helena Leandro do Nascimento e orientada pela Profa. Dra. Deborah Queiroz de Freitas França.

Piracicaba

2020

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

N17p Nascimento, Eduarda Helena Leandro do, 1993-
Produção de artefatos e desempenho da ferramenta de redução de artefatos nas regiões adjacentes a implantes de zircônia em imagens de TCFC / Eduarda Helena Leandro do Nascimento. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2020.

Orientador: Deborah Queiroz de Freitas França.
Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Artefatos. 2. Próteses e implantes. 3. Tomografia computadorizada de feixe cônico. 4. Óxido de zircônio. I. Freitas, Deborah Queiroz de, 1977-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Artifact production and performance of the metal artifact reduction tool in regions adjacent to zirconia implants in CBCT images

Palavras-chave em inglês:

Artifacts
Prostheses and implants
Cone-beam computed tomography
Zirconium oxide

Área de concentração: Radiologia Odontológica

Titulação: Doutora em Radiologia Odontológica

Banca examinadora:

Deborah Queiroz de Freitas França [Orientador]
Flávia Maria de Moraes Ramos Perez
Alexander Tadeu Sverzut
Francisco Haiter Neto
Francielle Silvestre Verner

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/0000-0002-9088-2320>
- Currículo Lattes do autor: <http://lattes.cnpq.br/0763899636893801>



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 24 de Janeiro de 2020, considerou a candidata EDUARDA HELENA LEANDRO DO NASCIMENTO aprovada.

PROF^a. DR^a. DEBORAH QUEIROZ DE FREITAS FRANÇA

PROF^a. DR^a. FLÁVIA MARIA DE MORAES RAMOS PEREZ

PROF^a. DR^a. FRANCIELLE SILVESTRE VERNER

PROF. DR. FRANCISCO HAITER NETO

PROF. DR. ALEXANDER TADEU SVERZUT

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

*Aos meus pais, Silvana e Valter,
por todo amor, dedicação, e por não medirem
esforços para que meus sonhos
fossem realizados.*

AGRADECIMENTOS

A **Deus e à Nossa Senhora**, pela presença constante em minha vida, por toda proteção e por me guiarem ao longo dessa jornada. Tenho certeza de que nunca estive sozinha. Obrigada pelo amparo nos momentos difíceis, pela força para superar os desafios e pelo fortalecimento da minha fé, que me fez seguir todos os dias com alegria no coração. Agradeço também por proteger minha família durante os anos em que estive longe de casa. Obrigada pela minha família, pelos meus amigos, por todas as oportunidades que tive e pelas bênçãos nas escolhas que fiz.

Aos meus pais, **Valter Leandro da Silva e Silvana Leandro do Nascimento**, que me ensinaram desde pequena a ser uma pessoa digna, batalhadora e disciplinada, e por sempre terem incentivado meus estudos. Com vocês, aprendi que só com muita dedicação é possível conquistar as coisas e se orgulhar disso. Obrigada por estarem sempre ao meu lado e por serem esses pais tão carinhosos e dedicados. Vocês são exemplos de luta, perseverança, trabalho e honestidade, e eu espero honrá-los em tudo que faço. Obrigada por apoiarem minhas escolhas, especialmente quando decidi fazer a pós-graduação em Piracicaba-SP. A cada despedida de vocês, eu me sentia ainda mais forte e motivada a fazer tudo valer a pena, e por isso me dediquei ao máximo durante a realização desse sonho. Obrigada por se fazerem presentes apesar da distância. Obrigada pelo amor incondicional. Essa conquista é nossa. Amo muito vocês.

À minha irmã querida, **Vanessa Leandro do Nascimento**, por sempre me apoiar e torcer pela minha felicidade. Você é um grande exemplo de pessoa e profissional, a quem sempre admirei e me espelhei desde pequena, na escola e em casa, e por isso eu quis seguir os seus passos. Você fez odontologia, e eu também. Mesmo que nossos caminhos tenham divergido com minha escolha de seguir a carreira acadêmica e com a distância que passou a existir entre nós, eu sempre tive a certeza de que podia contar com você a qualquer momento. Obrigada por estar sempre comigo. Eu tenho muito orgulho de você.

À vovó **Sônia do Nascimento Souza**, minha vó tão amada e tão presente na minha vida. Obrigada por me iluminar todos os dias com sua risada feliz, me perguntando como eu estou e cuidando de mim à distância. Agradeço pelas palavras de conforto e alegria, por me dar ânimo para enfrentar os desafios sempre que eu demonstrava alguma preocupação. Suas orações por mim deram muito certo vovó, estou conseguindo conquistar mais esse sonho, vencer mais essa etapa na vida. E o melhor de tudo é te ter aqui comigo vovó, para comemorar muito junto com a senhora. Obrigada por tudo, obrigada por existir.

Aos meus avós paternos, **Pedro Leandro da Silva** (*in memoriam*) e **Helena Monteiro**, exemplos de luta, força, perseverança e dignidade. Obrigada por todo o amor, por me manterem em suas orações e por sempre torcerem pela minha felicidade.

A **Rodrigo Enrique Brito Roa Sarmiento**, pelo apoio, companheirismo e amor. Um verdadeiro presente na minha vida. Você me inspira e me faz querer ser uma pessoa melhor. Obrigada por incentivar meus sonhos, espero realizá-los ao seu lado, junto com os seus.

AGRADEÇO TAMBÉM

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba**, na pessoa do Prof. Dr. Francisco Haiter Neto e do Prof. Dr. Flávio Henrique Baggio Aguiar, pela oportunidade de estudar numa Instituição de excelência, e ao **Programa de Pós-graduação em Radiologia Odontológica**, na pessoa da Prof.^a Dr.^a Deborah Queiroz de Freitas, por me permitir desenvolver habilidades nas áreas de ensino e pesquisa, fundamentais na preparação para a vida acadêmica.

Aos professores membros da banca no exame de qualificação, **Prof. Dr. Sérgio Lins de Azevedo Vaz**, **Prof. Dr. Matheus Lima de Oliveira** e **Prof. Dr. Cláudio Ferreira Nóia**, que contribuíram com suas sugestões para o engrandecimento dessa tese e me fizeram refletir sobre futuros trabalhos relacionados a essa linha de pesquisa.

Aos professores membros da banca de defesa, **Prof. Dr. Francisco Haiter Neto**, **Prof.^a Dr.^a Deborah Queiroz de Freitas**, **Prof. Dr. Alexander Sverzut**, **Prof.^a Dr.^a Flávia Maria de Moraes Ramos-Perez** e **Prof.^a Dr.^a Francielle Silvestre Verner**, e às professoras suplentes **Prof.^a Dr.^a Luciana Asprino**, **Prof.^a Dr.^a Anne Caroline Costa Oenning** e **Prof.^a Dr.^a Andrea dos Anjos Pontual**, que prontamente aceitaram o convite e se dispuseram a participar desse momento e a contribuir para aperfeiçoar esse trabalho.

À **Prof.^a Dr.^a Deborah Queiroz de Freitas**, por ser mais que uma orientadora, ser como uma mãe para mim em Piracicaba. Obrigada por sempre se fazer tão presente mesmo de longe, durante seu pós-doc nos EUA ou no meu período trabalhando em Recife. A senhora é um exemplo de profissional, competente, dedicada ao trabalho, que faz de tudo para ver os alunos e a instituição crescerem. É nítido seu amor pela docência. Obrigada por me apoiar e me ensinar tantas coisas. Eu lhe admiro muito e espero, um dia, ser para os meus alunos um pouco do que a senhora representa para mim. Obrigada por tudo professora querida.

Ao **Prof. Dr. Francisco Haiter Neto**, por ser um grande professor, exigente, exemplo de caráter, generosidade e inteligência. Através de suas críticas construtivas, nos faz crescer e nos estimula a dar o nosso melhor. Tenho muito respeito e admiração pelo senhor. Obrigada por estar sempre disposto a me ajudar no que fosse preciso, seja em relação aos trabalhos ou à vida pessoal. Sua dedicação pela FOP e pela Radiologia são bonitas de ver. Obrigada pelo convívio, conversas, conselhos, oportunidades, pela confiança e torcida de sempre. Tenho orgulho de ser sua aluna.

Ao **Prof. Dr. Matheus Lima de Oliveira**, por todos os ensinamentos, pelas oportunidades de trabalho que me deu e pela amizade construída ao longo dos anos que passei em Piracicaba. Foi uma honra aprender tanto com o senhor. Sempre, solícito, dedicado, brilhante. O dono das melhores aulas, que oratória! Agradeço por me estimular a ser uma pesquisadora mais responsável e crítica e por me mostrar que o caminho da excelência é o esforço e o treinamento. Obrigada por ser esse exemplo de pessoa e profissional a quem busco também me espelhar.

À **Profª. Drª. Flávia Maria de Moraes Ramos Perez**, por acreditar no meu potencial, me incentivar a buscar meus sonhos e me fazer acreditar que eu era capaz. Uma vez li que só desperta amor pela docência quem ama ensinar. E você é assim, uma fonte de amor e inspiração. Tudo o que faço também tem como objetivo lhe orgulhar, honrar seus ensinamentos. Obrigada pela amizade, tão importante para mim, por todos os momentos que compartilhamos e por fazer parte da minha vida.

Às queridas professoras **Andrea dos Anjos Pontual** e **Maria Luiza dos Anjos Pontual**, que me acolheram na Radiologia Odontológica da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), me ajudaram nas aulas e me fizeram progredir, com seus conselhos e exemplos. Agradeço também pela oportunidade de participar de várias pesquisas e projetos de extensão, os quais me fizeram crescer ainda mais profissionalmente. Obrigada pelos momentos de descontração que passamos e por dividir experiências do dia-a-dia comigo. Foi maravilhoso passar esse tempo com vocês. Obrigada por tudo.

Ao **Prof. Dr. Christiano de Oliveira Santos**, professor que eu sempre admirei profissionalmente e que tive a oportunidade de trabalhar durante meu doutorado. Obrigada por ser tão solícito e por estar sempre pronto para ajudar. Admiro também seu jeito de ser, divertido, próximo aos alunos, gente como a gente. Foi uma honra conhecê-lo. Espero que nossa parceria

permaneça firme e forte por muitos e muitos CONABROs, e que nós nos encontremos muito ainda nessas voltas que o mundo dá.

AGRADEÇO AINDA

Ao querido amigo **Hugo Gaêta Araujo**, por ter sido como um irmão para mim. Obrigada por todos os conselhos, abraços e sorrisos que dividimos, por ser meu companheiro em diversos trabalhos e aventuras. Com você, sei que posso contar sem hesitar. Meu amigo divertido, inteligente, generoso. Seu jeito leve e amável são sua marca. Jamais vou esquecer de tudo que passamos juntos. Torço muito pelo seu sucesso e para que você realize todos os seus sonhos. Quero, literalmente, brindar com você cada uma de nossas futuras conquistas. Felicidade foi ter encontrado você no meu caminho.

À minha grande amiga **Danieli Moura Brasil** (Dani), por me acolher desde que cheguei em Piracicaba e por estar sempre ao meu lado. Vou guardar na memória e no coração todos os momentos que compartilhamos. Obrigada por ser minha grande incentivadora, por sempre ter palavras de conforto e encorajamento, por acreditar em mim. Você é um exemplo de competência, coragem e dedicação, uma verdadeira inspiração. Te admiro muito e desejo que seja muito feliz. Conte sempre comigo.

À querida **Nicolly Oliveira Santos**, amiga talentosa, divertida, inteligente, batalhadora. Obrigada por estar sempre disposta a ajudar, por ser essa companheira para todas as horas e por sonhar junto comigo. Sua alegria e seu sorriso são contagiantes. Agradeço por sempre me acolher em Piracicaba após minha mudança para Recife, essas idas ficaram muito melhores com sua companhia. Obrigada por fazer a diferença nos meus dias.

Ao meu amigo **Rocharles Cavalcante Fontenele**, pelas inúmeras parcerias de pesquisa e por todos os momentos que compartilhamos. Uma pessoa dedicada, responsável, inteligente, com um grande coração. Obrigada pelo carinho que sempre demonstrou e por estar sempre pronto e disposto a ajudar. Você é muito importante para mim. Obrigada pela amizade. Seu sucesso é certo, e eu estarei sempre torcendo por você.

Ao amigo **Gustavo Machado Santaella** (Guga), por ser tão generoso, divertido, companheiro. Menino inteligente e bastante educado. Foi uma honra passar esses anos ao seu lado na pós-graduação, aprendendo com você. Obrigada por tudo o que me ensinou, toda a

ajuda que me deu e por sempre ser solícito e gentil. Você é grande Guguinha. Merece todo sucesso e felicidade. Tenho orgulho de lhe conhecer.

Ao meu amigo **Luciano Augusto Cano Martins**, de quem tenho muito orgulho, pela pessoa dedicada que é (ao trabalho e à família), por sempre dar o melhor de si e fazer com maestria tudo o que lhe é exigido. Obrigada por todos os momentos compartilhados, por todo aprendizado que construímos juntos. É uma honra ser sua amiga, conte sempre comigo.

Aos amigos **Neiandro dos Santos Galvão, Priscila de Azeredo Lopes e Bernardo Barbosa Freire**, por compartilhar comigo muitos momentos durante meu mestrado e início do doutorado na FOP e, mesmo depois desse período, nunca nos distanciarmos. Vocês foram muito importantes para mim. Obrigada pela oportunidade de realizarmos trabalhos juntos, mas nossa convivência foi muito além disso. Formamos laços de amizade que quero levar para sempre.

Às queridas amigas **Karla de Faria Vasconcelos, Karla Rovaris da Silva, Anne Caroline Costa Oenning, Helena Aguiar Ribeiro Nascimento e Gina Délia Roque Torres**. Pessoas que admiro muito, que me acolheram e me ajudaram desde o início da caminhada na FOP-UNICAMP. Obrigada por todos os momentos compartilhados, alegrias, emoções, ensinamentos. Com vocês, meus dias foram mais alegres, e essas memórias guardo em meu coração. Vocês são exemplos de competência e generosidade, pessoas e profissionais as quais busco me espelhar. Agradeço a Deus a oportunidade e o presente de ter convivido com cada uma de vocês durante minha pós-graduação. Nossa amizade, quero levar para toda a vida.

Aos meus amigos de turma **Amanda Pelegrin Candemil, Carlos Augusto Souza Lima, Larissa Pereira Lagos de Melo e Mariane Michels**, por todas as etapas que passamos juntos, pelo apoio, força e incentivo que sempre demonstraram. Tenham certeza de que vocês contribuíram para o meu crescimento pessoal e profissional.

À **Amanda Farias Gomes e Yuri Nejaim**, pelo convívio e solicitude de sempre. Vocês são exemplos de profissionais e pessoas muito amáveis, com quem tive o prazer de dividir vários momentos de aprendizado.

Aos demais amigos de pós-graduação, **Larissa Moreira de Souza, Victor de Aquino Wanderley, Carolina Vieira Valadares, Gustavo Nascimento de Souza Pinto, Wilson Gustavo Cral, Daniela Verardi Madlum, Maria Clara Rodrigues Pinheiro, Fernanda Coelho da Silva, Lucas de Paula Lopes Rosado e Larissa de Oliveira Reis**, por todas as experiências compartilhadas, as quais guardarei na minha memória com muito carinho.

Obrigada por fazerem a diferença no meu dia-a-dia em Piracicaba. Admiro e torço pelo sucesso e felicidade de vocês.

Aos funcionários da Clínica de Radiologia Odontológica, **Waldeck Ribeiro Moreira** (Wal), **José Fernando Souza Andrade** (Fer) e **Sarah do Amaral Bacchim**, que sempre se disponibilizaram a ajudar no que fosse necessário. Em especial, agradeço ao Wal por me receber todos os dias com um sorriso no rosto, pelas conversas e por me acolher com tanto carinho.

À querida secretária da Radiologia **Luciane Aparecida Duarte Sattolo** (Lu), pela dedicação ao trabalho, competência e cuidado para que tudo funcionasse da melhor maneira possível na Radiologia. Obrigada por se importar com o bem-estar de todos e por todo auxílio prestado ao longo desses anos.

Aos meus amigos de longa data, **João Victor de Souza Quintino da Silva** (Índio) e **Thaís Valéria de Andrade Pessoa**, que sempre me acolheram de braços abertos em Recife-PE cada vez que eu voltava para lá. Vocês sempre fizeram de tudo para fortalecer nossa amizade, que começou ainda no ensino fundamental e, tenho certeza, permanecerá existindo por muito e muito tempo. Obrigada por se fazerem presentes na minha vida.

Às amigas que se graduaram comigo, **Isabela Albuquerque Dourado**, **Rayssa de Melo Vieira**, **Rebeca Pereira Campos de Alcântara** e **Mariana Farias Albuquerque**, por sempre lembrarem de mim e por todos os encontros que realizamos ao longo dessa jornada. Obrigada por manterem firmes nossos laços de amizade. Seguiremos juntas “Não nos afastemos. Não nos afastemos muito, vamos de mãos dadas.” - Carlos Drummond de Andrade.

Aos **alunos da UFPE**, que me ensinaram, na prática, a ser professora. Sei que nessa carreira o aprendizado é constante. A experiência de ministrar aulas e orientar alunos foi bastante gratificante e desafiadora. Em muitos momentos, o feedback que recebi me fez ter a certeza de que todo esforço valeu e vale a pena. Obrigada por me acolherem com tanto carinho. Em especial, agradeço também a **Matheus Barros Costa** e **Beatriz Ribeiro Ribas**, alunos da UFPE que se tornaram grandes amigos e deixaram meus dias ainda mais felizes.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À **comunidade do oratório Dom Bosco**, no bairro do Areião, e ao **Pe. Rafael Galvão Barbosa**, que me proporcionaram, durante todos os anos que passei em Piracicaba, momentos

de reflexão, paz e muito aprendizado. Sempre me senti muito bem acolhida por todos, e as missas que eu acompanhava eram de tocar o coração. Sempre reconfortantes, os momentos de sermão, perdão e agradecimento me deram forças para seguir em frente e querer fazer sempre o meu melhor, para mim e para os outros. Foi uma verdadeira benção conhecer vocês. Obrigada por terem feito a diferença na minha vida.

A todos os colégios em que passei ao longo da minha trajetória, os quais foram, cada um com seu papel, fundamentais para minha formação. São eles: **Colégio Raio de Sol, Instituto Santa Maria, Colégio Walt Disney, Colégio Decisão e Colégio Motivo**. A todos os professores que passaram na minha vida, meu muito obrigada.

À **Universidade Federal de Pernambuco (UFPE)**, na pessoa do Prof. Dr. Alfredo Macedo Gomes, instituição onde me graduei em Odontologia e, também, onde tive a oportunidade de iniciar minha carreira docente. Sou grata à formação que recebi durante a graduação, a qual considero de muito boa qualidade e que me deu subsídios para almejar o crescimento profissional na área acadêmica. Hoje, o sonho de voltar à UFPE como professora se concretiza, razão pela qual também sou muito grata.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)** – Código de Financiamento 001, pela bolsa de estudos concedida, que possibilitou a realização do meu curso de Doutorado. Em um momento de desvalorização da educação no Brasil, destaco a importância dos programas de apoio aos professores e pesquisadores, pois o progresso e o desenvolvimento do país só serão possíveis através da valorização desses profissionais.

RESUMO

Os artefatos diminuem a qualidade de imagem da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) e influenciam negativamente o diagnóstico de várias condições. Portanto, entender como se dá sua produção ao redor de materiais de alta densidade e como atuam as ferramentas que visam sua redução é fundamental para que suas consequências sejam minimizadas. Os objetivos no presente estudo foram: 1, avaliar a produção de artefatos e o desempenho da ferramenta de redução de artefatos (FRA), habilitada antes ou após a aquisição das imagens de TCFC, nas corticais vestibular e lingual e em regiões de osso medular e tecido mole adjacentes a um implante dentário de zircônia; 2, estudar a influência dos artefatos e da FRA na avaliação estrutural do osso medular adjacente ao implante. Imagens de TCFC foram adquiridas no aparelho OP300 Maxio antes (grupo controle) e após (grupo implante) a inserção de um implante de zircônia na região posterior de uma mandíbula. Três condições de uso da FRA foram testadas: “sem FRA”, “com FRA ativada após a aquisição” e “com FRA ativada antes da aquisição”, sendo cada protocolo repetido 5 vezes. Para as avaliações, uma reconstrução axial foi selecionada de forma padronizada e regiões de interesse (ROIs) foram determinadas sobre a cortical vestibular, cortical lingual, osso medular e região de tecido mole adjacentes ao implante. A análise quantitativa da produção de artefatos foi realizada por meio do software ImageJ, a partir da obtenção dos valores de voxel, desvio padrão (DP) e relação contraste-ruído (CNR) das ROIs avaliadas. Para a análise óssea estrutural, realizada utilizando o software ImageJ/Fiji, foram obtidos os valores de dimensão fractal, densidade de conectividade, espessura trabecular e espaçamento trabecular da ROI localizada no osso medular. Análise de Variância (ANOVA multi-way) comparou os valores de voxel, DP e CNR. Os resultados das análises ósseas estruturais foram comparados pela ANOVA two-way. O nível de significância foi 5% ($\alpha=0,05$). Nos grupos controle e implante, a cortical lingual apresentou maior DP, menor CNR e menor valor de voxel que a cortical vestibular, independentemente da condição da FRA ($p<0,05$). O implante diminuiu os valores de voxel e a CNR em ambas as corticais e aumentou o DP apenas na cortical lingual, na condição “sem FRA” ($p<0,05$). A ativação da FRA, independente do momento em que ocorreu, diminuiu o DP e os valores de voxel na cortical lingual e aumentou os valores de voxel na cortical vestibular quando o implante estava presente ($p<0,05$). Também, o implante aumentou o DP e diminuiu os valores de voxel nas ROIs do tecido mole e osso medular, na condição “sem FRA” ($p<0,05$). No grupo implante, a ativação da FRA aumentou a espessura trabecular ($p<0,05$). Em conclusão, a produção de artefatos adjacentes a implantes de zircônia é maior na cortical lingual que na

vestibular. A FRA é efetiva na homogeneização dos valores de cinza quando os artefatos são expressivos, independentemente do momento de sua ativação. Além disso, dependendo do parâmetro avaliado, o uso da FRA interfere na análise estrutural do osso medular adjacente a implantes dentários.

Palavras-chave: Artefatos. Ferramenta de redução de artefatos. Implantes. Tomografia computadorizada de feixe cônico. Zircônia.

ABSTRACT

Artifacts decrease the image quality of cone-beam computed tomography (CBCT) and negatively influence the diagnosis of several conditions. Therefore, understanding how they are produced around high-density materials and how the tools that aim to reduce them act is essential to minimize their consequences. The objectives of the present study were: 1, to evaluate the artifact production and the performance of the metal artifact reduction (MAR) tool, enabled before or after the acquisition of CBCT images, in the cortical plates (buccal and lingual) and regions of medullary bone and soft tissue adjacent to a zirconia implant; 2, to study the influence of artifacts and MAR on the structural evaluation of the medullary bone adjacent to a zirconia implant. CBCT images were acquired using the OP300 Maxio unit before (control group) and after (implant group) the insertion of a zirconia implant in the posterior region of a human mandible. Three conditions of use of the MAR tool were tested during image acquisition: “without MAR”, “with MAR activated after acquisition” and “with MAR activated before acquisition”, and each protocol was repeated 5 times. For the image evaluation, an axial reconstruction was selected in a standardized way and some regions of interest (ROIs) were determined over the buccal cortical, lingual cortical, medullary bone and soft tissue adjacent to the implant region. Quantitative analysis of the artifacts production was performed using ImageJ software, from obtaining the voxel values, standard deviation (SD) and contrast-to-noise ratio (CNR) of the evaluated ROIs. For structural bone analysis, the fractal dimension, connectivity density, trabecular thickness and trabecular spacing were obtained in the ROI located at the medullary bone, using the ImageJ/Fiji software. Analysis of Variance (ANOVA multi-way) compared voxel values, SD and CNR. For the structural bone analysis, ANOVA tested the main effects of implant presence and MAR condition. The significance level was set at 5% ($\alpha=0.05$). Overall, in control and implant groups, the lingual cortical had higher SD, lower CNR and lower voxel values than the buccal cortical, regardless of the MAR condition ($p<0.05$). The implant decreased the voxel and CNR values in both cortical plates and significantly increased the SD only in the lingual cortical, in the “without MAR” condition ($p<0.05$). Regardless of the moment of MAR activation, it decreased SD and voxel values in the lingual cortical and increased the voxel values in the buccal cortical when the implant was present ($p<0.05$). Also, the implant increased the DP and decreased the voxel values in the ROIs located at soft tissue and medullary bone, in the condition “without MAR” ($p<0.05$). For the implant group, MAR activation increased the trabecular thickness values ($p<0.05$). In conclusion, the production of artifacts adjacent to zirconia implants is higher in the lingual

cortical than in the buccal cortical of the mandible. MAR is effective in homogenizing gray values when artifacts are expressive, regardless of the moment of its activation. Additionally, depending on the parameter evaluated, the use of MAR tool interferes with the structural analysis of the medullary bone adjacent to dental implants.

Keywords: Artifacts. Metal artifact reduction tool. Implants. Cone-beam computed tomography. Zirconia.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	18
2 ARTIGO: Difference in the artefacts production and the performance of the metal artefact reduction (MAR) tool between the buccal and lingual cortical plates adjacent to zirconium dental implant	22
3 CONCLUSÃO	40
REFERÊNCIAS	41
APÊNDICE 1 – Metodologia Detalhada	44
ANEXOS	
ANEXO 1 - Normas da Editora permitindo a inclusão do artigo na Tese	50
ANEXO 2 - Certificado do comitê de ética em pesquisa (CEP)	51
ANEXO 3 - Verificação de Originalidade e Prevenção de Plágio	52
ANEXO 4 - Comprovante de submissão do artigo da Tese	53
ANEXO 5 - Link do currículo Lattes e número do ORCID	54

1 INTRODUÇÃO

Desde o desenvolvimento da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) há duas décadas, os aparelhos de TCFC têm passado por constantes evoluções técnicas. Apesar disso, essa modalidade de imagem ainda é afetada pela formação de diversos tipos de artefato. De modo geral, os artefatos representam erros ou alterações nas imagens tomográficas que não representam a estrutura original (Barrett; Keat, 2004; Schulze et al., 2011), e podem ser causados por diversos fenômenos, tais como: o efeito de endurecimento do feixe (ou *beam hardening*) e o artefato de extinção (ou *photon starvation*), ambos relacionados à interação do feixe de raios X com objetos de alta densidade presentes na região tomografada (Pauwels et al., 2013); o efeito de volume parcial, relacionado à diferença entre os tamanhos do voxel e da estrutura avaliada (Molen, 2010); a exomassa, que se refere a estruturas que estão na trajetória do feixe mas fora do campo de visão (FOV) do exame (Candemil et al., 2018); os erros de calibração do sensor, representados por falhas na uniformidade de detecção dos dados (Schulze et al., 2011); e a movimentação do paciente, associada à mudança de posicionamento geométrico das estruturas durante o escaneamento (Schulze et al., 2011). Cada um desses fenômenos provoca alterações específicas na imagem de TCFC, as quais degradam sua qualidade e são capazes de prejudicar ou mesmo impedir o diagnóstico de uma série de condições.

Dentre os diversos tipos de artefatos, aqueles derivados do *beam hardening* e do *photon starvation* se destacam por apresentarem grande impacto na prática clínica diária, já que a presença de materiais odontológicos de alta densidade é uma condição comum na cavidade bucal e, conseqüentemente, na região tomografada. Exemplos desses materiais consistem em restaurações metálicas, coroas protéticas, materiais endodônticos e implantes dentários, e os artefatos relacionados aparecem na imagem como bandas hipodensas e estrias hiperdensas (Bezerra et al., 2015). Tal aparência pode ser explicada pelo fato de que a interação dos fótons de raios X com um material de alto número atômico causa a filtração do feixe incidente, removendo os fótons de menor energia, o que resulta no aumento da energia média do feixe, no caso do *beam hardening*. Já o *photon starvation* acontece quando há a absorção completa do feixe pelo material de alto número atômico. Ambos os fenômenos impedem a chegada adequada do sinal ao detector do tomógrafo, provocando, portanto, erros durante o processo de reconstrução da imagem (Schulze et al., 2011; Pauwels et al., 2013).

A influência desses artefatos em tarefas de diagnóstico é bem descrita, seja na mimetização de linhas de fraturas radiculares (de Rezende Barbosa et al., 2016; Gaêta-Araujo et al., 2017), na simulação de lesões de cárie (Cebe et al., 2017) ou no aumento da dificuldade de visualização de defeitos ósseos ao redor de implantes dentários (Razavi et al., 2010; De-Azevedo-Vaz et al., 2013). Também, sabe-se que quanto maior o número atômico do material, maior a quantidade de artefatos produzidos, apresentando esses maior intensidade nas regiões mais próximas ao material gerador de artefatos (Fontenele et al., 2018; Freitas et al., 2018). Assim, implantes de zircônia, por apresentarem maior número atômico que os implantes de titânio, por exemplo, estão relacionados a uma maior degradação na qualidade da imagem, a qual ocorre de maneira mais evidente em regiões adjacentes a ele (Sancho-Puchades et al., 2015; Vasconcelos et al., 2017; Fontenele et al., 2018; Freitas et al., 2018).

Apesar desse conhecimento, ainda não está claro como se dá a propagação dos artefatos em diferentes regiões dos maxilares, como nas corticais vestibular e lingual ao redor de implantes. Isso porque a literatura necessita de estudos que utilizem mandíbulas como *phantoms*, para simular o espalhamento e a absorção diferencial do feixe de raios X que ocorre de acordo com a anatomia dos pacientes. Além disso, a maioria das pesquisas que considerou esse aspecto investigou a formação de artefatos no osso medular próximo ao implante (Vasconcelos et al., 2017; 2019) ou a diferentes distâncias dele, em regiões de tecido mole, (Fontenele et al., 2018; Freitas et al., 2018), mas nenhum considerou a formação dos artefatos nas corticais ósseas. Tal avaliação é importante para verificar se existe diferenças na expressão dos artefatos entre corticais vestibular ou lingual, o que implicaria numa possível diferença no diagnóstico de defeitos peri-implantares a depender da cortical envolvida. Além disso, estudos que investigaram a produção de artefatos no osso medular (Vasconcelos et al., 2017; 2019) restringiram suas análises à avaliação dos tons de cinza da imagem. Portanto, ainda não se conhece a possível influência dos artefatos sobre as análises estruturais ósseas que podem ser feitas em imagens de TCFC, como análise da dimensão fractal, espessura trabecular, espaçamento entre trabéculas e densidade de conectividade (Panmekiate et al., 2015; Pauwels et al., 2015).

As alternativas para diminuir a expressão dos artefatos nas imagens de TCFC consistem basicamente no aumento dos parâmetros de aquisição do exame (milimaperagem, tempo de exposição, número de imagens base, quilovoltagem) e no uso de um algoritmo de reconstrução chamado de ferramenta de redução de artefatos (FRA). O primeiro, apesar de ser justificável caso melhore a qualidade da imagem e o desempenho da TCFC na realização das tarefas de

diagnóstico, apresenta como desvantagem o aumento da dose de radiação para o paciente (Yeung et al., 2019). Em contrapartida, nos equipamentos que apresentam a FRA, ela pode ser aplicada na imagem sem alteração da dose de radiação, o que traz como benefícios a possível melhora na qualidade do exame sem exposição adicional do paciente (Vasconcelos et al., 2017), o que destaca a importância do estudo dessa ferramenta e da sua atuação na imagem.

Vários estudos avaliaram a performance da FRA na melhora da qualidade da imagem e na visualização de estruturas próximas a materiais de alta densidade (Bechara et al., 2012; Bechara et al., 2013; Kamburoğlu et al., 2013; Ferreira et al., 2015; de-Azevedo-Vaz et al., 2016; Codari et al., 2017; Fontenele et al., 2018; Freitas et al., 2018). De acordo com a literatura, a FRA é efetiva na diminuição dos artefatos quando esses são mais pronunciados, melhorando a qualidade objetiva do exame ao reduzir o desvio padrão dos valores de voxel e aumentar a relação contraste-ruído (CNR) dessas imagens (Fontenele et al., 2018; Freitas et al., 2018). Entretanto, sua eficácia ainda é controversa na avaliação de diferentes tarefas de diagnóstico (Bechara et al., 2013; Bezerra et al., 2015; de-Rezende-Barbosa et al., 2016; Dalili et al., 2018). Também, ainda não se sabe ao certo se a FRA provoca alguma alteração na imagem em regiões onde os artefatos não estão presentes.

Na maioria dos aparelhos de TCFC que apresentam a FRA, ela deve ser ativada antes da aquisição da imagem. Embora os fabricantes não esclareçam o mecanismo de ação da FRA, acredita-se que ela é um algoritmo aplicado nas imagens base apenas durante o processo de reconstrução tomográfica, não influenciando na maneira como elas são adquiridas (Bechara et al., 2012). Com isso, tomógrafos recentemente introduzidos no mercado (Cranex 3Dx, OP300 Maxio e ProMax 3D, por exemplo) agora apresentam a opção de habilitar essa FRA antes ou após a aquisição da imagem. Nesses casos, o profissional pode adquirir e reconstruir o volume com a FRA ativada desde o início ou adquirir o exame com a FRA desativada e, em seguida, recuperar a imagem para reconstruí-la novamente com a FRA ativada. Dada a incerteza de como essa ferramenta funciona, é importante saber se existe alguma diferença entre essas opções para que profissionais e pesquisadores possam usá-las com segurança de acordo com suas necessidades.

Em suma, as regiões mais próximas aos objetos de alta densidade são as mais afetadas pelos artefatos e, quanto maior o número atômico do objeto que os produz, maior sua intensidade; no entanto, ainda não está claro se há uma diferença na expressão dos artefatos em diferentes corticais ósseas nem se os artefatos interferem na análise estrutural do osso medular.

Além disso, a possível diferença entre a ativação da FRA antes ou após a aquisição de imagens de TCFC não foi estudada. Portanto, o objetivo neste estudo foi avaliar a produção dos artefatos e a performance da FRA, habilitada antes ou após a aquisição, nas corticais vestibular e lingual e em outras regiões adjacentes a um implante de zircônia. Adicionalmente, objetivou-se avaliar a influência dos artefatos na análise estrutural do osso medular adjacente ao implante dentário. A hipótese nula foi de que não haveria diferenças na produção de artefatos nas corticais vestibular e lingual, nem entre o uso da FRA ou o momento de sua ativação; também, os artefatos e a FRA não afetariam as análises dos parâmetros estruturais ósseos.

2 ARTIGO

DIFFERENCE IN THE ARTEFACTS PRODUCTION AND THE PERFORMANCE OF THE METAL ARTEFACT REDUCTION (MAR) TOOL BETWEEN THE BUCCAL AND LINGUAL CORTICAL PLATES ADJACENT TO ZIRCONIUM DENTAL IMPLANT

Artigo publicado no periódico Dentomaxillofacial Radiology, considerado Qualis A1 pela CAPES (Fonte: Difference in the artefacts production and the performance of the metal artefact reduction (MAR) tool between the buccal and lingual cortical plates adjacent to zirconium dental implant. DENTOMAXILLOFACIAL RADIOLOGY, v. 48, p. 20190058, 2019). A estruturação do artigo baseou-se nas instruções aos autores preconizadas pela editora do periódico. Em anexo, estão as normas da editora contendo a autorização para o uso da última versão apresentada à revista na tese (Anexo 1). Alguns trechos do texto estão em azul, pois correspondem ao destaque nas alterações realizadas pelos autores na última revisão do manuscrito.

Original Article

Influence of the MAR tool on cortical plates around zirconium implant

Eduarda Helena Leandro Nascimento¹, Rocharles Cavalcante Fontenele¹, Gustavo Machado Santaella¹, Deborah Queiroz Freitas¹

¹Department of Oral Diagnosis, Division of Oral Radiology, Piracicaba Dental School, University of Campinas (UNICAMP), Sao Paulo, Brazil

Corresponding author:

Eduarda Helena Leandro Nascimento

E-mail address: eduarda.hln@gmail.com

Av. Limeira, 901, Areião - Piracicaba, SP – Brazil, 13414-903

Phone: +55-19-2106-5227

Abstract

Objective: To quantify the artifacts production and the performance of the Metal Artifact Reduction (MAR) tool, enabled before or after the acquisition, in cortical plates (buccal and lingual) and other regions adjacent to zirconium implants.

Methods: CBCT scans were acquired using the OP300 Maxio unit before (control group) and after (implant group) the insertion of a zirconium implant into the posterior region of a dry mandible. Three conditions of MAR tool were tested: “without MAR”, with “MAR activated after acquisition”, and with “MAR activated before acquisition”. The standard deviation (SD), contrast-to-noise ratio (CNR) and voxel values were calculated in the buccal and lingual cortical plates, medullary bone and water region, close to the implant. The structural bone analysis was performed in the medullary bone close to the implant.

Results: Overall, in control and implant groups, the lingual cortical had higher SD, lower CNR and lower voxel values than the buccal cortical, regardless of the MAR condition ($p < 0.05$). Implant caused higher SD values and lower voxel values in adjacent regions “without MAR” ($p < 0.05$). MAR activation decreased SD and changed voxel values when the implant was present, regardless of MAR activation mode ($p < 0.05$). The activation of MAR increased the trabecular thickness values for the implant group ($p < 0.05$).

Conclusion: The expression of artifacts adjacent to zirconium implants is greater in the lingual than in the buccal cortical. The greater the expression of artifacts in this region, the greater the effectiveness of the MAR tool in homogenizing the grey values, regardless of the time of its activation.

Keywords: cone beam computed tomography; dental implant; artifacts; zirconium

Introduction

Cone-beam computed tomography images might be affected by different types of artifacts, such as the ones caused by beam hardening, photon starvation, partial volume effect, undersampling, exomass, detector miscalibration, and patient motion. All of these can cause alterations in the resulting images that do not represent the original structure, sometimes being so degrading to image quality that makes it diagnostically unusable.^{1,2}

Both beam-hardening and photon starvation artifacts are caused mainly by the interaction of the X-ray photons with a high atomic number material, which results in filtering of the incident beam, removing the lower energy photon. This increases the mean beam intensity in case of the beam-hardening phenomenon, or even filters the beam entirely, in case of the photon starvation.^{1,3}

The influence of these artifacts in diagnostic tasks is well described, such as in mimicking root fracture lines^{4,5} or hindering viewing the correct bone levels around metal implants^{6,7}, for example. Also, zirconium implants have a higher atomic number than titanium implants, and therefore, the artifacts generated by it can cause an even higher degradation in image quality than its metallic counterpart.⁸⁻¹⁰

Metal artifacts reduction (MAR) algorithms have been developed and tested to improve the visualization of structures around these materials.¹¹⁻¹⁶ Generally, MAR algorithms are effective in technical image quality parameters when evaluated objectively, reducing the standard deviation of the voxel values and increasing the CNR of these images, but there is controversy when evaluating its effectiveness in different diagnostic tasks.^{4,9,15,17,18}

Many units present this MAR tool, but most of them have in common that the algorithm has to be enabled before the acquisition occurs. But it is not known what changes the use of this tool does to the acquisition phase, which leads to believe that it is an algorithm applied on the basis images during reconstruction, and not on the way they are acquired. With this, Cranex 3Dx (Soredex Oy, Finland) and OP300 (Instrumentarium Dental, Finland) units can enable this tool before or after the acquisition. The volume can be acquired and reconstructed with the tool turned on from the beginning, or acquired with the tool turned off, and then the image may be retrieved and reconstructed again with the algorithm enabled later. Given the uncertainty of how this tool works, it is important to know if there is any difference between these options so that practitioners and researchers can use them safely according to their needs.

The regions closer to the high-density objects are the most affected by artifacts, however, it is still unclear whether there is a difference in the expression of artifacts in different bone cortical plates. Also, the possible difference between the activation of MAR before or after the acquisition has not been studied. Therefore, the aim of this study was to evaluate the influence of the MAR tool, enabled before or after the acquisition, in cortical plates (buccal and lingual) and other regions around a zirconium implant. The null hypothesis was that there would be no differences in the production of artefacts between the buccal and lingual cortical nor between the use of the MAR or the moment of its activation.

Materials and Methods

The local research ethics committee approved this research without any restriction under the protocol number CAAE n° 70218017.4.0000.5418.

Sample Preparation

One partially edentulous dry human mandible was used as a phantom. The region of the tooth 46 was prepared by an operator with experience in implant dentistry to receive a zirconium oxide dental implant (4 × 11 mm, Z-Look3, Z-systems, Switzerland). Additionally, two epoxy resin-based (ERB) tissue substitute blocks (18 x 10 x 7 mm) were fixed with wax: one on the buccal cortical plate on the right posterior region and another on the anterior region aligned to the middle line. These blocks served as a reference for the standardized selection of axial images that were used for the quantitative analysis of the expression of artifacts produced.

CBCT acquisitions

The phantom was scanned on the OP300 Maxio unit (Instrumentarium Dental, Tuusula, Finland). The energetic parameters, voxel size and field of view (FOV) remained constant in all the acquisitions: 8 mA, 90 kVp, 0,2 mm and 6 x 8 cm. Regarding the use of MAR tool, this unit allows three options in relation to its use: non-activation, activation after scan and activation before the scan. In the present study, the images were initially acquired and reconstructed without the MAR tool activation ("without MAR" condition). Posteriorly, the MAR tool was applied after the scans without the need to obtain new acquisitions ("MAR after"

condition). Finally, the images were acquired with the activation of the MAR tool before CBCT acquisition ("MAR before" condition).

The mandible was placed inside a cylindrical plastic container (diameter of 16 cm) and kept fixed with an impression material. This container was filled with water to simulate attenuation of the X-ray beam by the soft tissues. The position of the phantom was standardized by light guides of the unit in the center of the FOV, and it was not touched or moved between all the CBCT scans. The images were acquired before and after implant insertion, composing two main groups of images sets: control group (without implant) and zirconium group (with implant). Figure 1 shows examples of axial views according to groups and MAR tool conditions. Each scan protocol was repeated 5 times considering the study factors: MAR tool conditions (without MAR, MAR after and MAR before the acquisitions) and experimental groups (control and implant), totalizing 30 protocols (3 MAR conditions x 2 groups x 5 acquisitions).

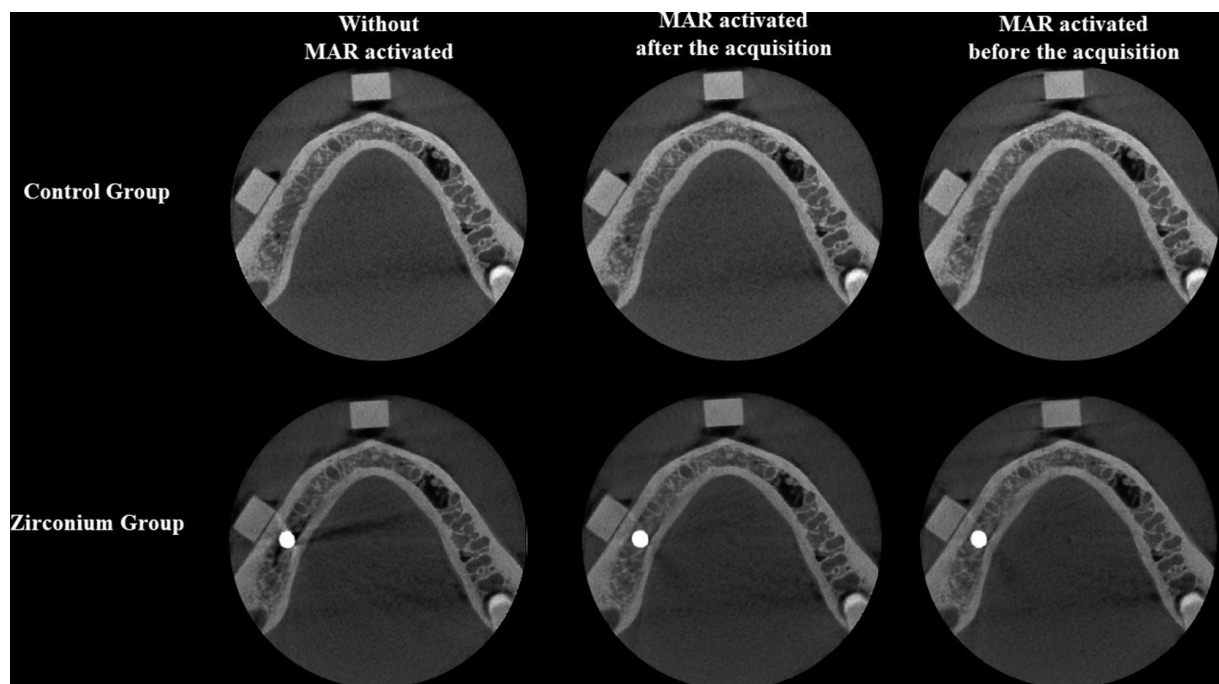


Figure 1. Examples of cropped axial views of the control group and zirconium group, according to MAR conditions available in OP300 Maxio unit.

Image analysis

Image evaluation was performed by an oral radiologist, under dim light condition. For each volume acquired, it was selected the first axial image in which was possible to visualize the upper level of the ERB block positioned close to the implant. This block is indispensable for standardized selection of the images to be evaluated, especially for a set of images without dental implant.

- Cortical plates

The selected axial image was exported for evaluation in the ImageJ software (National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA). To establish the regions of interest (ROIs), two lines were determined (Figure 2): the first line parallel to the long axis of the mandibular body on the right side passing through the center of the implant (Figure 2A) and a second line perpendicular to the first one (Figure 2B). Then, two square ROIs of the same size (2 mm x 2 mm) were drawn: one in the buccal cortical plate and another in the lingual cortical plate of the mandible intercepting the perpendicular line (Figure 2C). The pre-established ROI size was as large as possible to cover the cortical plates, but neighboring structures were avoided to prevent partial volume effect. The quantitative analysis of the artifact production was performed from the measurement of standard deviation (SD) of the grey values and voxel values. In addition, the contrast-to-noise ratio (CNR) was calculated. To measure the CNR values, an additional ROI of the same size as the others was established in the most posterior region of the axial image evaluated (Figure 2C), once it is an area theoretically free of the artifact's effects. This additional ROI is required to perform this calculation according to the formula described by Bechara et al.¹¹

$$CNR = \frac{|Mean_{implant} - Mean_{Control}|}{\sqrt{SD_{implant}^2 + SD_{Control}^2}}$$

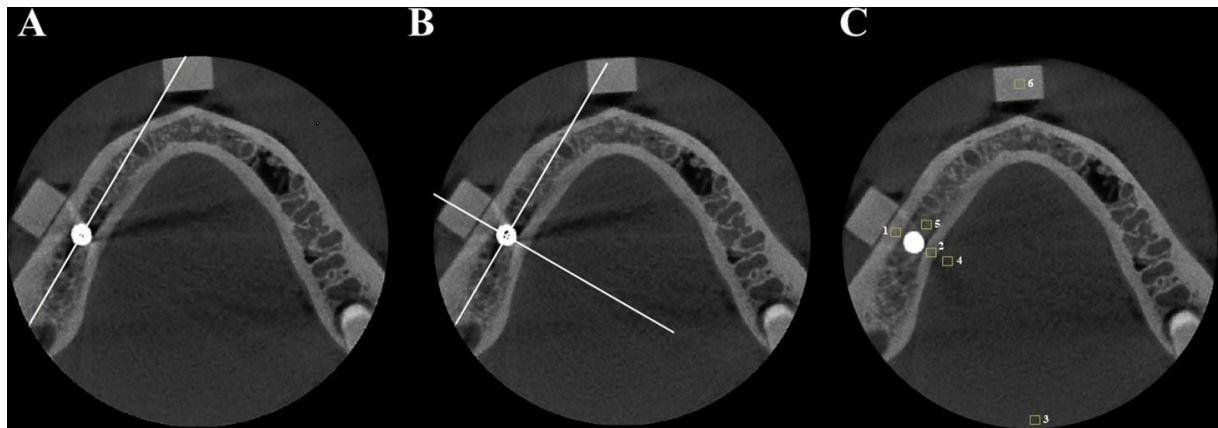


Figure 2. Determination of the regions of interest to evaluate the impact of artifacts production on mandibular cortical plates. (A) A line was drawn parallel to the long axis of the mandibular body on the right side and in the center of the zirconium implant. (B) After this, another line was determined perpendicular to the first line. (C) Three square ROIs of 2 mm x 2 mm were established in the intersection between the perpendicular line and in the regions close to the zirconium implant: one located on the buccal cortical plate (ROI 1) and one in the lingual cortical plate (ROI 2), and another over the water close to the lingual cortical plate and to the zirconium implant area (ROI 4). In the medullary bone region close to zirconium implant, one more ROI with the same size and shape was established (ROI 5). Two additional control ROIs (ROI 3 and 6) were established for calculating CNR: one in the most posterior region over the water and another in the ERB block located in the anterior mandibular region.

- *Regions close to the implant*

In the same axial image selected previously, two other square ROIs (2 mm x 2 mm) were determined: one over the medullary bone close to the implant area, and another over the water close to the lingual cortical plate and to the implant area (Figure 2C). The same measurements (SD, CNR and voxel values) were obtained. To measure the CNR values, a ROI with the same size was established in the ERB block located in the anterior mandibular region (Figure 2C).

- *Structural bone*

The CBCT scans were exported for evaluation in the ImageJ/Fiji software (National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA). In the axial image where the upper level of the ERB block was visualized, a ROI (2 x 2 mm) was determined in the same medullary bone region

close to the implant area used in the previous evaluation. Thus, each image was cut to 2 x 2 mm (10 x 10 voxels). In the coronal/sagittal plans, the images were cropped according to the length of the phantom. Based on previous studies,^{19,20} all scans were thresholded and converted into a binary image from the "Moments" automatic binarization method. From this, using the BoneJ plugin (<http://www.bonej.org>), fractal dimension, connectivity density, trabecular thickness (Th. Th.), and trabecular spacing (Tb. Sp.) were measured.

For all analyses, the ROIs positions were standardized for all evaluations using the ROI manager function of the ImageJ and ImageJ/Fiji software. The analyses were performed in 8-bit images.

Statistical analysis

The analysis was performed using SPSS v. 24.0 (IBM Corp., Armonk, NY) and GraphPad Prism v. 7.0 (GraphPad Software, La Jolla, CA) software, with a significant p-value < 0.05. The power analysis was 0.9, [based on the mean minimum differences among the groups studied, the mean standard deviation and the number of scans per group calculated in Biostat software \(version 5.3, Instituto de Desenvolvimento Sustentável Mamirauá, Tefé, MA, Brazil\).](#)

The SD, CNR, and voxel values were compared by analysis of variance (multi-way ANOVA) with *post-hoc* Tukey test, in order to test the main effects of the factors studied (presence of implant and MAR condition). In addition, for cortical plates analysis, another factor studied was the region (buccal or cortical). The ANOVA was conducted independently for ROIs located on the medullary bone and over the water close to the implant area. Regarding the structural analyses, ANOVA compared the results to test the main effects of the factors studied (presence of implant and MAR condition).

Results

The mean of SD, CNR and voxel values on buccal and lingual cortical plates are shown in Table 1. The buccal ROI differed from lingual ROI, regardless of the presence of the dental implant ($p < 0.05$). Overall, the lingual ROI showed higher SD and lowers values of CNR and voxel. In relation to MAR condition, for the buccal ROIs of the control and implant group, SD values did not differ significantly in all MAR condition ($p > 0.05$). The same occurred for the

lingual ROI of the control group ($p>0.05$). On the other hand, the SD values of lingual ROI in the implant group decreased significantly with the MAR activation ($p<0.05$), regardless of the MAR activation mode. For CNR values, there were no significant differences between MAR condition in both groups ($p>0.05$). In opposite, the voxel values of both cortical plates differ significantly between the acquisition without MAR and with MAR activated for the implant group, ($p<0.05$). In the presence of the implant, the activation of MAR induced a slight whitening in the buccal cortical. However, the opposite occurred in the lingual cortical. When comparing control and implant groups in each region, it was observed that the presence of the implant significantly increased the SD values only in the lingual cortical plate, regardless MAR condition ($P<0.05$). On the other hand, the presence of the implant decreased significantly the CNR and voxel values in both cortical plates, regardless of the MAR condition ($P<0.05$).

Table 1. Mean of SD, CNR and voxel values of the control and implant groups according to the ROIs located in the buccal or lingual cortical plates and MAR tool activation conditions

	Groups	ROI**	MAR condition		
			Without MAR	MAR after	MAR before
SD	Control	Buccal	7.25 (0.93)	7.25 (0.93)	7.64 (0.67)
		Lingual	12.23 (0.61) *	12.23 (0.61) *	11.96 (0.63) *
	Implant	Buccal	7.33 (1.86)	7.07 (0.95)	6.58 (1.12)
		Lingual	14.68 (2.63) A	10.49 (1.40) B	9.93 (1.29) B
CNR	Control	Buccal	12.25 (1.71) *	12.25 (1.71) *	11.79 (0.92) *
		Lingual	6.08 (0.40) *	6.08 (0.40) *	6.26 (0.39) *
	Implant	Buccal	6.15 (1.36)	6.90 (0.82)	7.60 (1.27)
		Lingual	3.32 (0.54)	3.68 (0.39)	3.73 (0.33)
Voxel value	Control	Buccal	146.21 (2.34) *	146.21 (2.34) *	145.95 (0.67) *
		Lingual	129.05 (2.19) *	129.05 (2.19) *	128.89 (1.56) *
	Implant	Buccal	97.98 (2.12) A	102.91 (1.28) B	105.03 (2.59) B
		Lingual	100.60 (3.44) A	91.20 (0.73) B	90.31 (1.12) B

ROI, region of interest; MAR, metal artifact reduction

Different letters indicate statistical difference between the acquisitions without MAR, with MAR before and with MAR after.

* Differed significantly from "implant group" within each ROI

**Buccal ROI differed from lingual ROI regardless the presence of dental implant

The mean of SD, CNR, and voxel values of the control and implant groups in the ROIs located in the water adjacent to the lingual cortical plate and in the medullary bone adjacent to implant area are show in Table 2. For both ROIs, the implant group showed significantly higher SD values in the acquisitions without MAR activation ($p<0.05$). Regarding the CNR values, they decreased significantly when the implant was present in ROI adjacent to the implant area when MAR was not activated or activated before CBCT acquisition ($p<0.05$). Voxel values of implant group differed significantly from the control group for all MAR condition in both ROIs ($p<0.05$), except adjacent to the lingual cortical plate with MAR activated after CBCT acquisition. The effect varied since the presence of implant made the area slightly darker adjacent to the lingual cortical plate and slightly brighter in medullary bone, except for the group without MAR. For the control group, there were no significant differences between the MAR condition ($p>0.05$). In opposite, for the implant group in the both ROIS, the activation of MAR decreased significantly the SD values and increased the voxel values, regardless of the MAR activation mode ($p<0.05$). The exception for this was observed in the adjacent lingual cortical plate ROI, since that occurred a slight reduction of the voxel values between MAR activated after and MAR activated before the CBCT acquisitions of the implant group. Regarding CNR values, there was no effect of MAR in both control and implant groups ($p>0.05$).

Table 2. Mean of SD, CNR and voxel values of the control and implant groups in ROIs located in the water adjacent to lingual cortical plate and in medullary bone adjacent to implant area, according MAR tool activation conditions

	ROI**	Group	MAR condition		
			Without MAR	MAR after	MAR before
SD	adjacent to lingual cortical plate	Control	3.07 (0.39) *	3.07 (0.39)	3.32 (0.52)
		Implant	4.64 (1.32) A	3.24 (0.82) B	3.64 (0.48) B
	medullary bone	Control	6.27 (0.98) *	6.27 (0.98)	6.10 (0.73)
		Implant	11.41 (1.29) A	5.78 (0.66) B	6.86 (0.76) B
CNR	adjacent to lingual cortical plate	Control	13.89 (1.51)	13.89 (1.51)	12.54 (0.43)
		Implant	12.61 (2.85)	14.61 (2.46)	12.94 (1.25)
	medullary bone	Control	7.92 (0.96) *	7.92 (0.96)	7.79 (0.59) *
		Implant	5.90 (0.59)	7.01 (0.79)	5.98 (0.55)
Voxel value	adjacent to lingual cortical plate	Control	48.90 (0.75) *	48.90 (0.75)	48.91 (0.92) *
		Implant	45.18 (1.21) C	48.44 (0.52) A	46.91 (0.61) B

medullary bone	Control	59.58 (0.67) *	59.58 (0.67) *	59.66 (0.55) *
	Implant	47.19 (1.98) B	70.00 (0.25) A	70.33 (0.65) A

ROI, region of interest; MAR, metal artifact reduction

Different letters indicate statistical difference between the acquisitions without MAR, with MAR before and with MAR after.

* Differed significantly from "implant group" within each ROI

** ROIs were not compared to each other

The structural analyzes are shown in Table 3. The fractal dimension and Tb. Sp. values were not influenced by the factors studied (implant and MAR) ($p > 0.05$). For connectivity density values, the implant group showed significantly lower values when compared to the control group, regardless of the MAR condition ($p < 0.05$). For Tb. Th. values, the control group did not differ to the implant group without the MAR activation ($p > 0.05$). In opposite, there was a significantly increased in Tb. Th. values when the implant was present in both MAR activation mode ($p < 0.05$). For the implant group, the activation of MAR increased significantly the Tb. Th. values ($p < 0.05$).

Table 3. Structural analyses in ROI located in medullar bone adjacent to implant area, according MAR tool activation conditions

Analysis	Group	MAR condition		
		Without MAR	MAR after	MAR before
Fractal	Control	2.56 (0.00)	2.56 (0.00)	2.56 (0.00)
	Implant	2.49 (0.00)	2.49 (0.00)	2.49 (0.00)
Connectivity density	Control	0.016 (0.00) *	0.016 (0.00) *	0.017 (0.00) *
	Implant	0.009 (0.00)	0.008 (0.00)	0.008 (0.00)
Tb Th	Control	5.77 (0.24)	5.77 (0.24) *	5.68 (0.08) *
	Implant	5.94 (0.09) C	7.09 (0.35) A	6.67 (0.36) B
Tb.Sp	Control	4.03 (0.16)	4.03 (0.16)	4.06 (0.12)
	Implant	4.23 (0.11)	3.84 (0.42)	4.08 (0.17)

MAR, metal artifact reduction

Different letters indicate statistical difference between the acquisitions without MAR, with MAR before and with MAR after.

* Differed significantly from "implant group" within each ROI

Discussion

The present study showed that the expression of artifacts adjacent to a dental implant located in the posterior region of the mandible is greater in the lingual cortical than in the buccal cortical. To our knowledge, previous studies have evaluated the production of artifacts in the cancellous and/or cortical bone,^{8,21} but not by comparing the two cortical plates. As artifacts related to dental implants can impair measuring the cortical bone thickness⁷ and the assessment of peri-implant bone defects,^{14,16} our result is interesting because it presents the insight that there may be differences in the interpretation of these clinical conditions depending on the cortical plate evaluated.

The different expression of the artifacts between the cortical plates may be related to the difference in anatomical positioning of the buccal and lingual cortical in relation to the X-ray beam and the dental implant. When X-rays are laterally to the patient, structures closer to the outer surface of the skull such as buccal cortical plate are passed by a high signal-to-noise ratio, because of little other tissues are in the X-ray path. Conversely, when X-rays are posterior to the patient, the X-rays pass the lingual cortical plate first; however, those X-rays have already been attenuated by several other tissues such as the tongue and spine. Therefore, in general the lingual bone is more subject to beam hardening (i.e. X-rays passing through it have a higher average energy compared to the buccal bone). All these factors plus the fact that the whole image is subject to exomass effects and possible interferences of the image reconstruction process probably have repercussions in the image quality and in the different artifacts formation between the cortical ones.

Our main objective was not to evaluate the difference among the cortical plates in the absence of the implant (control group); however, it was important to analyze the bone characteristics of the mandible studied, since possible differences in the cortical grey values could exist independently of the presence of the dental implant. From this analysis, it was possible to observe that the presence of the implant significantly increased the SD values of the lingual cortical, and significantly decreased the CNR and voxel values in both cortical plates. In addition, the control group was important because it showed that, in the absence of high-density materials, there was no difference in the SD, CNR, and voxel values results between groups without MAR and with MAR activated, regardless the moment of its activation. In this way, we have confirmed that the MAR tool only acts in the presence of artifact-generator materials as some previous study had found.^{9,22} It is also interesting to note that SD, CNR, and

voxel values were exactly the same in the conditions "without MAR" and "with MAR after", while numerical differences were observed between "MAR before" and those groups. The fact that the first two groups were derived from the same CBCT scans, while the "MAR before" group resulted from apart scans may explain those results. *Therefore, this difference is not caused by MAR, but is related to the inter-sweep fluctuations of tube output, since the images in the conditions "without MAR"/ "MAR after" and "MAR before" were obtained at different times.*

In an *in vitro* model using silicone mandibles, Benic et al.²³ evaluated the expression of artifacts in different positions and distances adjacent to titanium implants placed in anterior and posterior regions of the dental arch. These authors found no difference between the buccal and lingual aspects of the implant site, regardless of the implant region.²³ Sancho-Puchades et al.,¹⁰ using a similar methodology, tested different types of dental implants and observed that zirconium implants generate significantly more artifacts than titanium and titanium-zirconium implants, also without differences between the buccal and lingual aspects of the implant site. Such contrasting findings can be attributed to the size and location of the studied regions (one pixel and 0.5 to 2mm apart) and to the use of silicone models rather than a human mandible, as done in the present study.

The increase in energetic parameters and/or spatial resolution of the image have been pointed out as effective alternatives to improve the performance of the CBCT in the diagnosis of several conditions, as in the detection of peri-implant dehiscences and fenestrations⁶ and in the detection of root fractures.^{5,24} On the other hand, although the MAR tool improves image quality,^{9,11} its activation has demonstrated controversial results in these same diagnostic tasks.^{4,14,15} We observed that the MAR significantly reduced SD values only in the lingual cortical, where the artifacts were more pronounced. Thus, we suggest further clinic studies comparing the impact of the use of MAR on cortical plates bone alterations, in order to be able to indicate the activation or not of this tool in CBCT exams carried out to evaluate bone tissue adjacent to dental implants.

In general, corroborating with the results obtained in the cortical plates evaluation, the presence of the dental implant reduced the image quality in other regions close to the implant area, since it significantly increased the SD values, decreased the CNR and voxel values. In addition, when the artifacts were more expressive, the MAR tool acted causing a significant decrease in the variability of the gray values. Regarding structural bone analysis, previous

studies evaluated the influence of several factors on these measures, such as exposure parameters,²⁰ scan parameters,²⁵ voxel size²⁰ and position of the object in the different FOVs.²⁶ However, for the first time, the present study evaluated the influence of the artifacts generated and the MAR tool in that analysis. In general, the presence of the implant significantly decreased the connectivity density and increased the Tb. Th. values. Regarding the MAR tool, its activation significantly increased only the Tb. Th. values. As a pioneer study, it is not possible to compare our results to others, but they can serve as a reference for future researches. Professionals and researchers that use structural analyses should be aware that artifacts and MAR can influence some aspects of the evaluation.

The possibility of obtaining CBCT exams with and without MAR (two volumes reconstructed from a single acquisition) is a new feature present in some recently released CBCT units. As far as we know, our study is the first to investigate if the moment of activation of the MAR tool (before or after image acquisition) influences the SD and CNR of the grey values. In both the control and implant groups, the moment of MAR activation did not influence the results. Although different CBCT units may present different algorithms for image reconstruction and processing, we believe that this result opens up possibilities for in vivo studies that compare the influence of this tool on diagnostic decisions.

Similar to previous studies,^{8,22,27} image evaluation was performed by only 1 oral radiologist. We believe this is appropriate because the evaluation is done objectively in the ImageJ software by determining the ROIs using the MACRO function. Considering our results, we suggest further studies in different regions of the dental arch and using other high-density materials that trigger the beam-hardening phenomenon, in order to verify the performance of the MAR tool and the pattern of artifact production.

In conclusion, the expression of artifacts adjacent to zirconium implants is greater in the lingual cortical than in the buccal cortical. Also, the greater the expression of artifacts in this region, the greater the effectiveness of the MAR tool in homogenizing the grey values, whether it is activated before or after the acquisition of CBCT images.

References

1. Schulze R, Heil U, Groß D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: A review. *Dentomaxillofacial Radiol* 2011; 40: 265–73. doi: <https://doi.org/10.1259/dmfr/30642039>
2. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. *RadioGraphics* 2004; 24: 1679–91. doi: <https://doi.org/10.1148/rg.246045065>
3. Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K, et al. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin Oral Implants Res* 2013; 1–6. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02382.x>
4. de Rezende Barbosa GL, Sousa Melo SL, Alencar PNB, Nascimento MCC, Almeida SM. Performance of an artefact reduction algorithm in the diagnosis of in vitro vertical root fracture in four different root filling conditions on CBCT images. *Int Endod J* 2016; 49: 500–8. doi: <https://doi.org/10.1111/iej.12477>
5. Gaêta-Araujo H, Silva de Souza GQ, Freitas DQ, de Oliveira-Santos C. Optimization of Tube Current in Cone-beam Computed Tomography for the Detection of Vertical Root Fractures with Different Intracanal Materials. *J Endod* 2017; 43: 1668–73. doi: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.04.003>
6. De-Azevedo-Vaz SL, Vasconcelos K de F, Neves FS, Melo SLS, Campos PSF, Haiter-Neto F. Detection of periimplant fenestration and dehiscence with the use of two scan modes and the smallest voxel sizes of a cone-beam computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2013; 115: 121–7. doi: <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2012.10.003>
7. Razavi T, Palmer RM, Davies J, Wilson R, Palmer PJ. Accuracy of measuring the cortical bone thickness adjacent to dental implants using cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21: 718–25. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01905.x>
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. 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* 2018; 47: 20180151. doi: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20180151>
10. Sancho-Puchades M, Hämmerle CHF, 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>
11. Bechara B, Moore WS, McMahan CA, Noujeim M. Metal artefact reduction with cone beam CT: An in vitro study. *Dentomaxillofacial Radiol* 2012; 41: 248–53. doi: <https://doi.org/10.1259/dmfr/80899839>
12. 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; 28: 1509–14. doi: <https://doi.org/10.1111/clr.13019>
13. Ferreira LM, Visconti M a PG, Nascimento HAR, Dallemolle RR, Ambrosano GM, Freitas DQ. Influence of CBCT enhancement filters on diagnosis of vertical root fractures: a simulation study in endodontically treated teeth with and without intracanal posts. *Dentomaxillofacial Radiol* 2015; 44: 20140352. doi: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140352>
14. de-Azevedo-Vaz SL, Peyneau PD, Ramirez-Sotelo LR, Vasconcelos KDF, Campos PSF, 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; 121: 550–6. doi: <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2016.01.013>
15. Bechara B, Alex McMahan C, Moore W, Noujeim M, Teixeira F, Geha H. Cone beam CT scans with and without artefact reduction in root fracture detection of endodontically treated teeth. *Dentomaxillofacial Radiol* 2013; 42: 20120245. doi: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20120245>
16. Kamburoğlu 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.
Dentomaxillofacial Radiol 2013; 42: 20130176. doi:
<https://doi.org/10.1259/dmfr.20130176>
17. Bezerra ISQ, Neves FS, Vasconcelos TV, Ambrosano GMB, 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. *Dentomaxillofacial Radiol* 2015; 44: 20140428. doi: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140428>
 18. Dalili Kajan Z, Taramsari M, Khosravi Fard N, Khaksari F, Moghasem Hamidi F. The Efficacy of Metal Artifact Reduction Mode in Cone-Beam Computed Tomography Images on Diagnostic Accuracy of Root Fractures in Teeth with Intracanal Posts. *Iran Endod J* 2018; 13: 47–53. doi: <https://doi.org/10.22037/iej.v13i1.17352>
 19. Panmekiate S, Ngonphloy N, Charoenkarn T, Faruangsang T, Pauwels R. Comparison of mandibular bone microarchitecture between micro-CT and CBCT images. *Dentomaxillofacial Radiol* 2015; 44: 20140322. doi: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140322>
 20. Pauwels R, Faruangsang T, Charoenkarn T, Ngonphloy N, Panmekiate S. Effect of exposure parameters and voxel size on bone structure analysis in CBCT. *Dentomaxillofacial Radiol* 2015; 44: 20150078. doi: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20150078>
 21. 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. *Dentomaxillofacial Radiol* 2018; 47: 20170281. doi: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20170281>
 22. 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; 22: 419–23. doi: <https://doi.org/10.1007/s00784-017-2128-9>
 23. Benic GI, Sancho-Puchades M, Jung RE, Deyhle H, Hämmerle CHF. In vitro assessment of artifacts induced by titanium dental implants in cone beam computed

- tomography. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24: 378–83. doi: <https://doi.org/10.1111/clr.12048>
24. Yiğit Özer S. Detection of Vertical Root Fractures by Using Cone Beam Computed Tomography with Variable Voxel Sizes in an In Vitro Model. *J Endod* 2011; 37: 75–9. doi: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.04.021>
 25. Ibrahim N, Parsa A, Hassan B, van der Stelt P, Aartman IHA, Wismeijer D. The effect of scan parameters on cone beam CT trabecular bone microstructural measurements of the human mandible. *Dentomaxillofacial Radiol* 2013; 42: 20130206. doi: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20130206>
 26. Ibrahim N, Parsa A, Hassan B, van der Stelt P, Aartman IHA, Nambiar P. Influence of object location in different FOVs on trabecular bone microstructure measurements of human mandible: a cone beam CT study. *Dentomaxillofacial Radiol* 2014; 43: 20130329. doi: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20130329>
 27. 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. *Dentomaxillofacial Radiol* 2018; 47: 20180021. doi: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20180021>

Acknowledgments

This study was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Finance Code 001. The authors would like to thank Bernardo Barbosa Freire, MS in Oral Radiology, for providing the zirconium dental implant used during the image acquisitions of the present study. The authors deny any conflicts of interest related to this study.

3 CONCLUSÃO

A produção dos artefatos adjacentes a implantes de zircônia é maior na cortical lingual do que na cortical vestibular da mandíbula. A FRA é efetiva na homogeneização dos valores de cinza, diminuindo os artefatos quando esses são expressivos. O momento de ativação da FRA (antes ou após a aquisição das imagens de TCFC) não influencia no seu modo de atuação. Além disso, dependendo do parâmetro avaliado, a presença dos artefatos e o uso da FRA interferem na análise estrutural do osso medular adjacente a um implante de zircônia.

A partir dos resultados do presente estudo e considerando que o tempo de reconstrução das imagens é maior quando a FRA é ativada, recomenda-se que, em aparelhos que permitem a ativação da FRA antes ou após a aquisição das imagens de TCFC, esta seja realizada primeiramente sem a FRA. A depender da presença dos artefatos derivados do *beam hardening* no exame, a imagem deve ser recuperada e reconstruída novamente com a ativação da FRA após a sua aquisição.

REFERÊNCIAS*

Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics*. 2004;24(6):1679-91.

Bechara BB, Moore WS, McMahan CA, Noujeim M. Metal artefact reduction with cone beam CT: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol*. 2012;41(3):248-53.

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.

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(6):20140428.

Candemil AP, Salmon B, Freitas DQ, Ambrosano GM, Haiteir-Neto F, Oliveira ML. Metallic materials in the exomass impair cone beam CT voxel values. *Dentomaxillofac Radiol*. 2018;47(6):20180011.

Cebe F, Aktan AM, Ozsevik AS, Ciftci ME, Surmelioglu HD. The effects of different restorative materials on the detection of approximal caries in cone-beam computed tomography scans with and without metal artifact reduction mode. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2017;123(3):392-400.

Codari M, de Faria Vasconcelos K, Ferreira Pinheiro Nicolielo L, Haiteir 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;28(12):1509-14.

Dalili Kajan Z, Taramsari M, Khosravi Fard N, Khaksari F, Moghasem Hamidi F. The Efficacy of Metal Artifact Reduction Mode in Cone-Beam Computed Tomography Images on Diagnostic Accuracy of Root Fractures in Teeth with Intracanal Posts. *Iran Endod J*. 2018;13(1):47-53.

*De acordo com as normas da UNICAMP/FOP, baseadas na padronização do International Committee of Medical Journal Editors – Vancouver Group. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o PubMed.

de-Azevedo-Vaz SL, Vasconcelos Kde F, Neves FS, Melo SL, Campos PS, Haiter-Neto F. Detection of periimplant fenestration and dehiscence with the use of two scan modes and the smallest voxel sizes of a cone-beam computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2013;115(1):121-7.

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;121(5):550-6.

De-Rezende-Barbosa GL, Sousa Melo SL, Alencar PN, Nascimento MC, Almeida SM. Performance of an artefact reduction algorithm in the diagnosis of in vitro vertical root fracture in four different root filling conditions on CBCT images. *Int Endod J.* 2016;49(5):500-8.

Ferreira LM, Visconti MA, Nascimento HA, Dallemolle RR, Ambrosano GM, Freitas DQ. Influence of CBCT enhancement filters on diagnosis of vertical root fractures: a simulation study in endodontically treated teeth with and without intracanal posts. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(5):20140352.

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;47(6):20180021.

Freitas DQ, Fontenele RC, Nascimento EHL, Vasconcelos TV, Noujeim M. Influence of acquisition parameters on the magnitude of cone beam computed tomography artifacts. *Dentomaxillofac Radiol.* 2018;47(8):20180151.

Gaêta-Araujo H, Silva de Souza GQ, Freitas DQ, de Oliveira-Santos C. Optimization of Tube Current in Cone-beam Computed Tomography for the Detection of Vertical Root Fractures with Different Intracanal Materials. *J Endod.* 2017;43(10):1668-73.

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.

Molen AD. Considerations in the use of cone-beam computed tomography for buccal bone measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(4 Suppl):S130-5.

Panmekiate S, Ngonphloy N, Charoenkarn T, Faruangsang T, Pauwels R. Comparison of mandibular bone microarchitecture between micro-CT and CBCT images. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(5):20140322.

Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K, Tsiklakis K; SEDENTEXCT Project Consortium. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24 Suppl A100:94-9.

Pauwels R, Faruangsang T, Charoenkarn T, Ngonphloy N, Panmekiate S. Effect of exposure parameters and voxel size on bone structure analysis in CBCT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(8):20150078.

Razavi T, Palmer RM, Davies J, Wilson R, Palmer PJ. Accuracy of measuring the cortical bone thickness adjacent to dental implants using cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(7):718-25.

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(10):1222-8.

Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011;40(5):265-73.

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(2):265-72.

Vasconcelos TV, Nascimento EHL, 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;34(5):1114-20.

Yeung AWK, Jacobs R, Bornstein MM. Novel low-dose protocols using cone beam computed tomography in dental medicine: a review focusing on indications, limitations, and future possibilities. *Clin Oral Investig.* 2019;23(6):2573-81.

APÊNDICE 1 - METODOLOGIA DETALHADA

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba (FOP/UNICAMP) sob o número de protocolo CAAE: 70218017.4.0000.5418 (Anexo 2).

Amostra do estudo

Uma mandíbula humana seca foi utilizada como *phantom*. A região do dente 46 foi preparada com brocas esféricas e cilíndricas de haste longa para receber um implante dentário de óxido de zircônio (4x11 mm, Z-Look3, Z-systems, Suíça). Além disso, dois blocos à base de resina epóxi (ERB) (dimensões: 18 x 10 x 7 mm) foram fixados com cera nas seguintes regiões da cortical vestibular mandíbula: um na região posterior direita e outro na região anterior, alinhado à linha média. O primeiro bloco serviu de referência para a seleção padronizada das imagens axiais a serem utilizadas para a quantificação dos artefatos (estando a nível da altura média do implante), enquanto o segundo foi utilizado como uma região controle para o cálculo da relação contraste-ruído (CNR) das imagens. A resina epóxi foi escolhida para esse propósito por apresentar uma densidade semelhante à do tecido ósseo.

Aquisição das imagens

O *phantom* foi escaneado no tomógrafo de feixe cônico OP300 Maxio (Instrumentarium Dental, Tuusula, Finlândia). Os parâmetros energéticos (miliamperagem e quilovoltagem), o tamanho do voxel e o campo de visão (*field of view* - FOV) permaneceram constantes em todas as aquisições: 8 mA, 90 kVp, 0,2 mm and 6 x 8 cm, respectivamente. Esse tomógrafo permite três opções relacionadas ao uso da Ferramenta de Redução de Artefatos (FRA): não-ativação, ativação após a aquisição da imagem e ativação antes da aquisição. No presente estudo, as imagens foram inicialmente adquiridas sem a ativação da FRA (condição "sem FRA"). Posteriormente, essas imagens foram recuperadas e novamente reconstruídas, agora com a FRA foi ativada 'após a aquisição' (condição "FRA após"). Finalmente, novas imagens foram adquiridas com a ativação da FRA antes da aquisição (condição "FRA antes") (Figura 1). É importante ressaltar que o tempo de reconstrução da imagem com a FRA é geralmente o dobro do tempo de reconstrução das imagens sem a FRA.



Figura 1. Condições de uso da Ferramenta de Redução de Artefatos (FRA) durante a aquisição das imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico.

Para as aquisições propriamente ditas, a mandíbula foi colocada dentro de um recipiente cilíndrico de plástico (diâmetro de 16 cm) preenchido com água (para simular a atenuação do feixe de raios X pelos tecidos moles) e mantida fixa com um material de moldagem (Cera Utilidade, Lysanda, São Paulo, Brasil). O *phantom* foi posicionado no centro do FOV, com auxílio das guias luminosas do tomógrafo, não sendo tocado ou movido de lugar entre as aquisições de TCFC realizadas no estudo. As imagens foram adquiridas antes e após a inserção do implante de zircônia na região edêntula do dente 46, o qual foi inserido no local previamente preparado sem a movimentação do *phantom* na plataforma do tomógrafo. Assim, foram formados dois grupos principais de imagens: grupo controle (sem implante) e grupo implante (com implante de zircônia) (Figura 2).

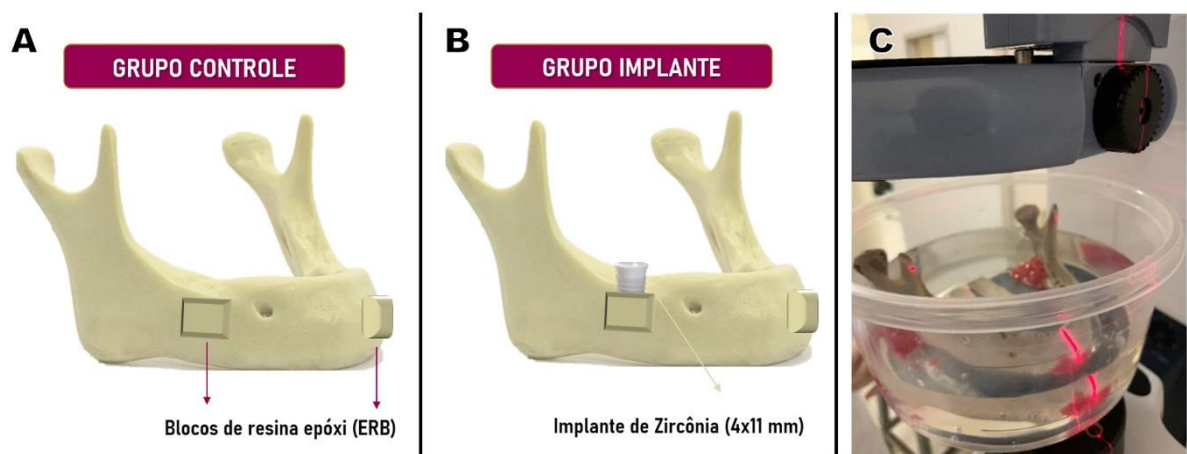


Figura 2. Preparação da amostra e aquisição das imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC). A e B: esquemas ilustrando o posicionamento dos blocos de resina epóxi (ERB) nas regiões anterior e posterior da cortical vestibular da mandíbula nos grupos controle e implante, respectivamente. C: fotografia do *phantom* utilizado no estudo posicionado no aparelho OP300 Maxio durante a aquisição das imagens de TCFC.

Exemplos de reconstruções axiais de acordo com os grupos e as condições de uso da FRA são mostrados na Figura 3. Cada protocolo de aquisição foi repetido 5 vezes, a fim de compensar possíveis variações de corrente do tubo entre as aquisições e possibilitar a análise estatística. Assim, considerando os fatores de estudo: grupos experimentais (controle e implante) e condições da FRA (sem FRA, FRA após e FRA antes das aquisições), um total de 30 aquisições foram realizadas (2 grupos x 3 condições FRA x 5 repetições).

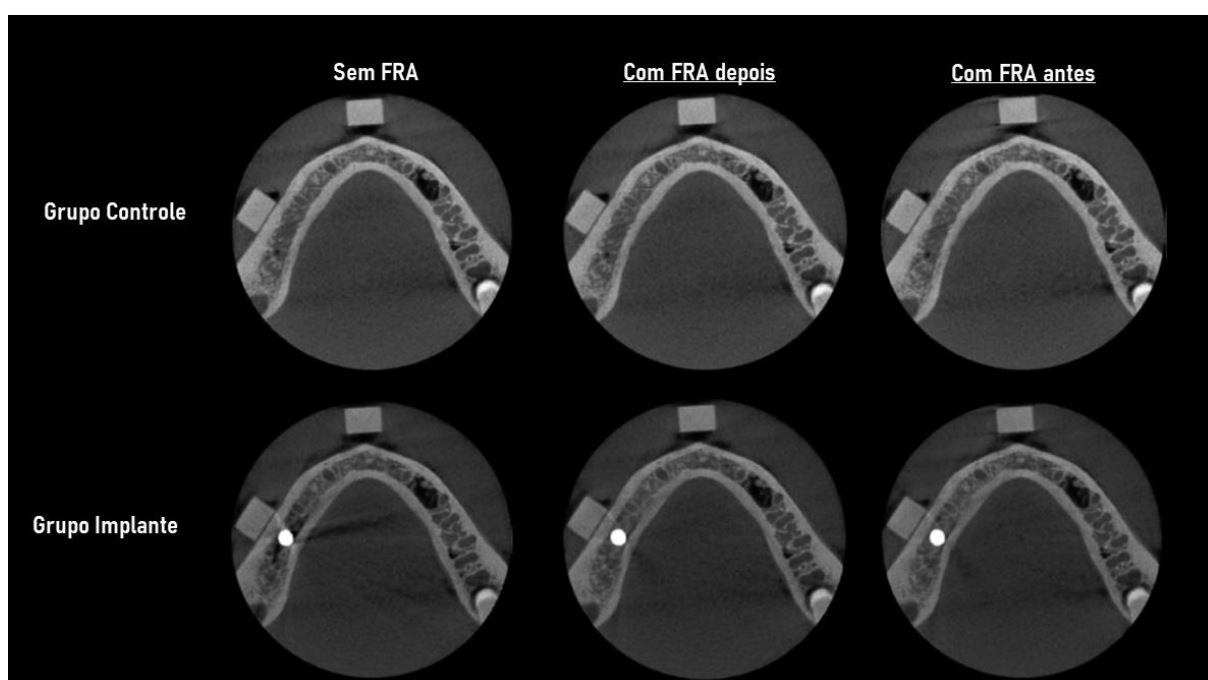


Figura 3. Exemplos de reconstruções axiais do grupo controle e grupo implante, de acordo com as condições da FRA disponíveis no tomógrafo OP300 Maxio.

Avaliação das imagens

A avaliação das imagens foi realizada por um radiologista oral, sob condições de pouca luminosidade. Em cada volume de TCFC, foi selecionada a primeira imagem axial na qual era possível visualizar o nível superior do bloco de ERB posicionado próximo ao implante. Esse bloco foi fundamental para a seleção padronizada das imagens a serem avaliadas, principalmente para o grupo controle (sem o implante dentário). Todas as avaliações foram realizadas em imagens de 8-bits.

- Corticais

Os volumes de TCFC foram exportados em formato DICOM para o software ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD, EUA) e as avaliações foram realizadas na imagem axial selecionada, conforme descrito previamente. Para estabelecer as regiões de interesse (ROIs), foram determinadas duas linhas (Figura 4): a primeira linha paralela ao eixo longo do corpo da mandíbula do lado direito, passando pelo centro do implante (Figura 4A), e uma segunda linha perpendicular à primeira (Figura 4B). Em seguida, foram estabelecidas duas ROIs quadradas do mesmo tamanho (2 mm x 2 mm): uma na cortical vestibular e outra na cortical lingual da mandíbula, interceptando a linha perpendicular (Figura 4C). O tamanho da ROI foi pré-estabelecido como o maior possível para cobrir as corticais, mas sem atingir as estruturas vizinhas para evitar o efeito de volume parcial.

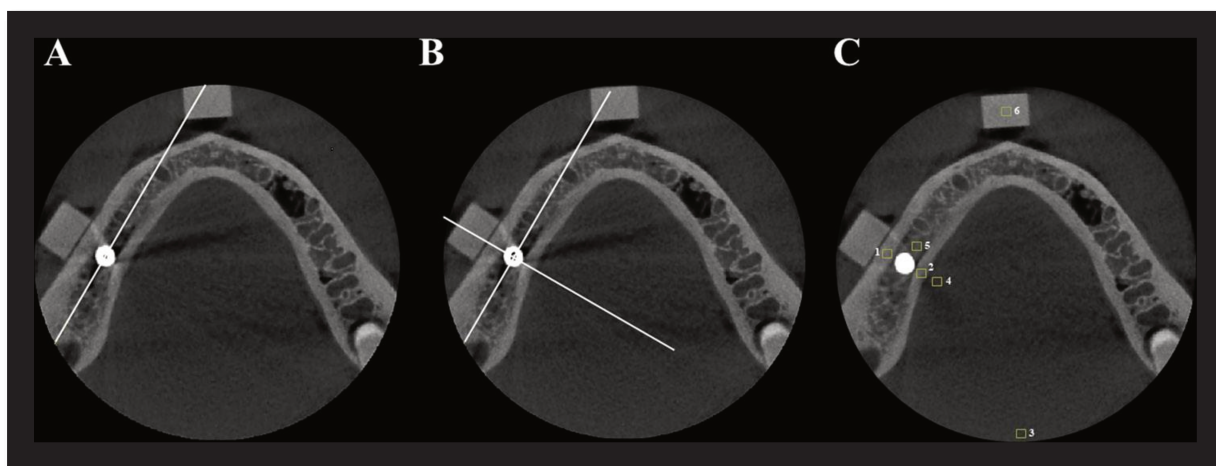


Figura 4. Determinação das regiões de interesse (ROIs) para avaliar o impacto da produção de artefatos nas corticais mandibulares, no osso medular e na região correspondente ao tecido mole. (A) Uma linha foi traçada paralelamente ao longo eixo do corpo da mandíbula do lado direito e no centro do implante de zircônia. (B) Posteriormente, outra linha foi determinada perpendicularmente à primeira linha. (C) Três ROIs quadradas de 2 mm x 2 mm foram estabelecidas na interseção entre a linha perpendicular e as regiões próximas ao implante de zircônia: um localizada na cortical vestibular (ROI 1), outra na cortical lingual (ROI 2) e outra sobre a água, próxima à cortical lingual e à área do implante de zircônia (ROI 4). Na região óssea medular próxima ao implante de zircônia, foi estabelecida mais uma ROI com o mesmo tamanho e formato (ROI 5). Duas ROIs-controle adicionais (ROI 3 e 6) foram determinadas para o cálculo da CNR: uma na região mais posterior sobre a água e outra sobre o bloco de ERB localizado na região anterior da mandíbula.

A quantificação dos artefatos foi realizada a partir da obtenção da média e desvio padrão (DP) dos valores de cinza (ou *valores de voxel*). Também, a relação contraste-ruído (CNR) foi calculada. Para medir os valores de CNR, uma ROI adicional de mesmo tamanho que as demais foi determinada na região mais posterior da imagem axial avaliada (Figura 2C), uma vez que essa é uma área teoricamente livre de artefatos. Essa ROI adicional foi necessária para o cálculo da CNR, baseado na fórmula (Bechara et al., 2012):

$$CNR = \frac{|Mean_{ROI\ studied} - MEAN_{ROI\ control}|}{\sqrt{SD_{ROI\ studied}^2 - SD_{ROI\ control}^2}}$$

- *Regiões próximas ao implante*

Na mesma imagem axial selecionada anteriormente, duas ROIs adicionais (2 mm x 2 mm) foram determinadas: uma sobre o osso medular próximo à região do implante e outra sobre a água próxima à cortical lingual e à região do implante (Figura 2C). Para essas ROIs, também foram obtidas as medidas de média e DP dos valores de cinza e a CNR. Para o cálculo da CNR, foi estabelecida uma ROI-controle de mesmo tamanho no bloco de ERB localizado na região anterior da mandíbula (Figura 4C).

- *Análise óssea estrutural*

As análises estruturais foram realizadas utilizando o software ImageJ/Fiji (National Institutes of Health, Bethesda, MD, EUA). Para isso, os volumes de TCFC também foram exportados em formato DICOM, e tomou-se como referência as mesmas imagens axiais em que o nível superior do bloco de ERB era visualizado. Foi selecionada a mesma ROI (2 x 2 mm) da região óssea medular próxima à área do implante utilizada na avaliação anterior. Também, o volume de TCFC foi recortado numa espessura de 2 mm (10 voxels/reconstruções axiais). Seguindo estudos prévios (Panmekiate et al., 2015; Pauwels et al., 2015), os exames foram convertidos em imagens binárias através do método de binarização automática "Moments". A partir disso, utilizando o plugin BoneJ (<http://www.bonej.org>), os parâmetros “dimensão fractal”, “densidade de conectividade (Conn.Dens.)”, “espessura trabecular (Th.Th)” e “espaçamento trabecular (Tb.Sp)” foram mensurados.

Para o cálculo da dimensão fractal, foi utilizado o método box-counting, com tamanho máximo de caixa de 45%, tamanho mínimo de caixa de 2 voxels e série de caixa linear. Os demais parâmetros ósseos foram calculados automaticamente de acordo com as configurações oferecidas no plugin BoneJ.

A posição das ROIs foi padronizada para todas as análises utilizando a função ROI manager do *software* ImageJ e ImageJ/Fiji.

Análise estatística

Os dados foram tabulados em uma planilha do Excel e analisados utilizando os *softwares* SPSS (v. 24,0, IBM Corp., Armonk, NY, EUA) e GraphPad Prism (v. 7,0, GraphPad Software, La Jolla, CA, EUA). O poder da análise foi 0,9, calculado no *software* Biostat (v. 5,3, Instituto de Desenvolvimento Sustentável Mamirauá, Tefé, AM, Brasil) com base na média das diferenças mínimas entre os grupos estudados, o desvio padrão médio e o número de escaneamentos por grupo.

A média dos valores de cinza (“valores de voxel”), o DP e a CNR foram comparados pela análise de variância (ANOVA multi-way) com teste *post-hoc* de Tukey, com o objetivo de testar os principais efeitos dos fatores estudados (presença do implante e condição da FRA). Além disso, na análise das corticais, a região (vestibular ou lingual) foi outro fator estudado. ANOVA foi conduzido independentemente para as ROIs localizadas sobre o osso medular e sobre a água próxima à área do implante. Em relação às análises estruturais, ANOVA testou os principais efeitos da presença do implante e condição da FRA sobre os parâmetros ósseos. O nível de significância adotado foi de $p < 0.05$ ($\alpha = 0,05$).

ANEXOS

ANEXO 1 – NORMAS DA EDITORA PERMITINDO A INCLUSÃO DO ARTIGO NA TESE.

Definitions

Preprints

- the un-refereed version of the **Article**;

Author Generated Postprint

- **Your** personal copy of the revised version of the **Article** as accepted by **Us**;

Definitive Published Version

- the final, citable version of the **Article** produced by **Us** after peer review, copy editing and print and electronic production.

5

You retain the right to use the **Article** in the following non-commercial ways, provided that You acknowledge the Definitive Published Version of the **Article** by placing the full bibliographic reference and URL of the relevant journal homepage close to the title of the **Article**:

- a. In relation to the Preprint, Author Generated Postprint and Definitive Published Version of the **Article**, You are free to: make copies for **Your** own personal use; use the **Article** for the internal teaching purposes of **Your** own institution or company; and make and distribute copies (including through e-mail) of the **Article** to research colleagues, for personal use by such colleagues on a non-commercial, non-systematic basis.
- b. In relation to the Preprint version only, You are free to: post it in an institutional, funder's or subject-based repository at any time. When the Definitive Published Version of the **Article** is published You must acknowledge it by placing the full bibliographic reference and URL of the relevant journal homepage close to the title of the **Article**.
- c. In relation to the Author Generated Postprint only, You are free to:
 - post it in an institutional, funder's or subject-based repository after a 12 month embargo period. When the Definitive Published Version of the **Article** is published You must acknowledge it by placing the full bibliographic reference and URL of the relevant journal homepage close to the title of the **Article**;
 - use it in printed compilations of **Your** work subsequent to publication of the Definitive Published Version of the **Article**;
 - expand the **Article** into book-length form;
 - and/or otherwise re-use portions of the Author Generated Postprint of the **Article** in other works as defined in Clause 6;
 - Present the **Article** at a meeting or conference and to disseminate copies of said **Article** to the delegates attending said meeting or conference; and/or
 - to use the Author Generated Postprint in a thesis or dissertation (provided that this is not to be published commercially).
- d. In relation to the Definitive Published Version only, You are free to: deposit a copy of the Definitive Published Version in a non-commercial repository after a 12 month embargo period.

ANEXO 2 – CERTIFICADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA (CEP).



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 "Magnitude de artefatos de tomografia computadorizada de feixe cônico relacionados com diferentes tipos de implantes dentários: impacto na qualidade da imagem", CAAE 70218017.4.0000.5418, dos pesquisadores Rocharles Cavalcante Fontenele, Eduarda Helena Leandro do Nascimento e Deborah Queiroz de Freitas França, 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 07/07/2017.

The Research Ethics Committee of the Piracicaba Dental School of the University of Campinas (FOP-UNICAMP) certifies that research project "Magnitude of CBCT artifacts related to dental implants: impact on image quality", CAAE 70218017.4.0000.5418, of the researcher's Rocharles Cavalcante Fontenele, Eduarda Helena Leandro do Nascimento and Deborah Queiroz de Freitas França, 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 July, 07 2017.

Profa. Fernanda Miori Pascon

Vice Coordenador
 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 3 – VERIFICAÇÃO DE ORIGINALIDADE E PREVENÇÃO DE PLÁGIO

Tese Eduarda			
RELATÓRIO DE ORIGINALIDADE			
18%	16%	11%	%
ÍNDICE DE SEMELHANÇA	FONTES DA INTERNET	PUBLICAÇÕES	DOCUMENTOS DOS ALUNOS
FONTES PRIMÁRIAS			
1	repositorio.unicamp.br Fonte da Internet	8%	
2	www.birpublications.org Fonte da Internet	6%	
3	Eduarda Helena Leandro Nascimento, Rocharles Cavalcante Fontenele, Gustavo Machado Santaella, Deborah Queiroz Freitas. "Difference in the artefacts production and the performance of the metal artefact reduction (MAR) tool between the buccal and lingual cortical plates adjacent to zirconium dental implant", Dentomaxillofacial Radiology, 2019 Publicação	1%	
4	D Q Freitas, E H L Nascimento, T V Vasconcelos, M Noujeim. "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", International Endodontic Journal, 2018	1%	

ANEXO 4 – COMPROVANTE DE SUBMISSÃO DO ARTIGO DA TESE

17/02/2020

Gmail - Submission confirmation for "Difference in the artifacts production and the performance of the Metal Artifact Reduction (MAR) tool between the buccal and lingual cortical plates adjacent to zirconium dental implant"



Eduarda HL Nascimento <eduarda.hln@gmail.com>

Submission confirmation for "Difference in the artifacts production and the performance of the Metal Artifact Reduction (MAR) tool between the buccal and lingual cortical plates adjacent to zirconium dental implant"

1 mensagem

DMFR Office <em@editorialmanager.com>

7 de fevereiro de 2019 22:01

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

Para: Eduarda Helena Leandro Nascimento <eduarda.hln@gmail.com>

CC: "Rochardes Cavalcante Fontenele" rocharlesf@gmail.com, "Gustavo Machado Santaella" gustavoms@live.com, "Deborah Queiroz Freitas" deborahq@unicamp.br

Dear Miss Nascimento,

You are receiving this e-mail as you are listed as the corresponding author or as a co-author on the submission entitled "Difference in the artifacts production and the performance of the Metal Artifact Reduction (MAR) tool between the buccal and lingual cortical plates adjacent to zirconium dental implant", 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: Eduarda Nascimento

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: <https://www.editorialmanager.com/dmfr/login.asp?i=40758&l=7XRIXH7F>. 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.

ANEXO 5 – LINKS DO CURRÍCULO LATTES E DO ORCID

- 1. Currículo Lattes:** <http://lattes.cnpq.br/0763899636893801>
- 2. ORCID:** <http://orcid.org/0000-0002-9088-2320>