



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

ROCHARLES CAVALCANTE FONTENELE

**Magnitude de artefatos de tomografia computadorizada de feixe
cônico relacionados com diferentes tipos de implantes dentários:
Impacto na qualidade da imagem.**

**Magnitude of CBCT image artifacts related to dental implants:
Impact on image quality**

Piracicaba

2018

ROCHARLES CAVALCANTE FONTENELE

**Magnitude de artefatos de tomografia computadorizada de feixe
cônico relacionados com diferentes tipos de implantes dentários:
Impacto na qualidade da imagem.**

**Magnitude of CBCT image artifacts related to dental implants:
Impact on image quality**

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

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

Orientadora: Prof^ª. Dr^ª. Deborah Queiroz de Freitas França

Este exemplar corresponde à versão final da dissertação
defendida por Rocharles Cavalcante Fontenele e
orientada pela Profa. Dra. Deborah Queiroz de Freitas
França.

Piracicaba

2018

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

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6426-9768>

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

F737m Fontenele, Rocharles Cavalcante, 1995-
Magnitude de artefatos de tomografia computadorizada de feixe cônico relacionados com diferentes tipos de implantes dentários : impacto na qualidade da imagem / Rocharles Cavalcante Fontenele. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2018.

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

1. Tomografia computadorizada de feixe cônico. 2. Artefatos. 3. Titânio. 4. 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: Magnitude of CBCT image artifacts related to dental implants : impact on image quality

Palavras-chave em inglês:

Cone-beam computed tomography

Artifacts

Titanium

Zirconium

Área de concentração: Radiologia Odontológica

Titulação: Mestre em Radiologia Odontológica

Banca examinadora:

Deborah Queiroz de Freitas França [Orientador]

Alynne Vieira de Menezes

Matheus Lima de Oliveira

Data de defesa: 05-12-2018

Programa de Pós-Graduação: Radiologia Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 05 de Dezembro de 2018, considerou o candidato ROCHARLES CAVALCANTE FONTENELE aprovado.

PROF^ª. DR^ª. DEBORAH QUEIROZ DEFREITAS FRANÇA

PROF^ª. DR^ª. ALYNNE VIEIRA DE MENEZES

PROF. DR. MATHEUS LIMA DE OLIVEIRA

A Ata da defesa com as respectivas assinaturas dos membros encontra-se no processo de vida acadêmica do aluno.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, José Rocha e Ozelina,
por todo amor, dedicação e apoio durante
toda minha formação pessoal e profissional.
Sem vocês, nada do que eu já consegui seria
possível.

AGRADECIMENTOS

Durante a minha vida, diversos desafios foram surgindo e, graças a eles, fui crescendo tanto no âmbito pessoal como no âmbito profissional. No entanto, esses obstáculos não teriam sido vencidos se eu não tivesse o apoio de diversas pessoas durante essa jornada. Dessa forma, venho por meio desses agradecimentos prestar os devidos reconhecimentos a aqueles que fizeram com que esse período de realização do meu mestrado em Piracicaba fosse mais sereno e alegre.

A **Deus** por ter me dado coragem em sair da minha zona de conforto e ter vindo fazer minha pós-graduação na FOP/UNICAMP, além de ter me dado saúde e força de vontade para superar todas as dificuldades que foram impostas nesse período, pois sem o seu amor e amparo, essa caminhada não teria sido conduzida da mesma forma

Aos meus pais, **José Rocha Fontenele e Ozelina Nogueira Cavalcante**, eu tenho que prestar todos os agradecimentos possíveis, pois eles são os meus maiores incentivadores em estudar e sempre batalhar pelos meus sonhos e anseios. Todos os méritos que até aqui foram conquistados são compartilhados com vocês. Meu pai é o meu maior exemplo de dedicação e preocupação com o bem-estar da família, sempre se esforçando para que nós tivéssemos a melhor condição possível. Já minha mãe, é o meu maior exemplo de superação e força de vontade. Quero ter um dia um pouco da sua perseverança e confiança em tudo que se propõe a fazer por toda nossa família. Muitas vezes, queria poder expressar de forma clara o tamanho do amor que eu sinto por vocês, mas acredito que não existam palavras suficientes para que eu possa fazer isso.

Ao meu irmão, **Rômulo Cavalcante Fontenele**, essa conquista também é compartilhada com você. Tudo o que eu me proponho a fazer buscando meu aperfeiçoamento profissional é pensando no seu futuro. Infelizmente, devido à distância imposta por esse período, perdi várias fases do seu crescimento. No entanto, mesmo assim, eu busco compartilhar dos seus desafios, medos, anseios e vitórias diárias. Sempre estarei ao seu lado para te apoiar, aconselhar e para tudo o que for preciso.

À minha **família materna**, em nome da minha madrinha/tia, **Maria Nogueira Cavalcante Sena**, vocês são os meus maiores incentivadores em batalhar pelos meus sonhos. Mesmo nos momentos difíceis passados antes de vir para Piracicaba e na indecisão de vir fazer pós-graduação fora do meu estado, vocês nunca negaram nenhuma ajuda ou me desmotivaram. Não tenho palavras para agradecer o tamanho do apoio que minha madrinha e tia ofereceu para que eu tivesse como sair de casa e vir morar em uma nova cidade, longe de tudo e em um ambiente em que não sabia o que poderia acontecer. Sempre carrego o amor que vocês têm por mim e me fortaleço para que a saudade não me faça sofrer tanto.

À minha protetora, prima e segunda mãe, **Patrícia Cavalcante Sena Lemos**, graças a você eu tomei a decisão final em vir fazer a seleção de mestrado em Piracicaba e por isso te agradeço muito. Na ausência física dos meus pais, você é a pessoa que mais me apoia aqui em São Paulo e nunca negou qualquer tipo de ajuda. Sempre posso contar com os seus conselhos, ajudando a aliviar os meus anseios e medos. Você é um exemplo de pessoa que não tem medo de enfrentar grandes desafios. Espero um dia ter um pouco da sua confiança e força de

vontade. Deus foi muito bom em ter me dado vários anjos para me ajudar nessa caminhada e você é um deles. Meu amor por você também é imensurável.

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas**, na pessoa do diretor e **Prof. Dr. Francisco Haiter Neto**, pela oportunidade de fazer parte de uma instituição de excelência e grande reconhecimento à nível nacional e internacional.

À **Comissão de Aperfeiçoamento de Pessoal do Nível Superior (CAPES)**, pela concessão de auxílio financeiro, de grande importância durante a realização do curso de Mestrado em Radiologia Odontológica.

Agradeço à **Prof.^a Dr.^a Deborah Queiroz de Freitas França**, pela oportunidade oferecida em me orientar durante o período de mestrado. Desde que eu passei a conhecer as linhas de pesquisa desse programa de pós-graduação, sempre tive o desejo em ser orientado pela senhora. Fico muito feliz por isso ter sido concretizado, assim como fico muito grato pelos conhecimentos compartilhados. Além disso, agradeço pelas oportunidades oferecidas, pois, tenho certeza, que elas serão de essencial importância para o meu futuro profissional.

Ao **Prof. Dr. Matheus Lima de Oliveira**, por todos os ensinamentos transmitidos e pelo aceite em compor a minha banca de defesa de mestrado. Tenho o senhor como exemplo de docente e enalteço a sua didática e desenvoltura, observada por mim, durante as suas aulas ministradas. Agradeço também pela disponibilidade e pela atenção para solucionar dúvidas quando elas foram surgindo, seja em épocas de montagem de seminários ou momentos clínicos.

Ao **Prof. Dr. Francisco Haiter Neto**, pela disponibilidade em sanar dúvidas e compartilhar conhecimentos únicos que jamais poderia ter ciência se não fosse o senhor. Além disso, agradeço por sempre incentivar para que sejamos profissionais que façam uma radiologia de excelência com ética e sabedoria.

Aos professores **Solange Maria de Almeida e Frab Norberto Bóscolo**, pelo carinho e incentivo sempre oferecidos.

Aos membros da banca de qualificação, **Prof. Dr. Claudio Ferreira Nóia, Prof.^a Dr.^a Ana Rosa Costa Correr e o Prof. Dr. Yuri Nejaim** pelas considerações prestadas de forma a melhorar esse trabalho.

À **Prof.^a Dr.^a Alynne Vieira de Menezes Pimenta**, por ter se disponibilizado a participar como membro dessa banca de defesa de Mestrado. Além disso, agradeço ter me incentivado a vir fazer pós-graduação em Radiologia Odontológica na FOP/UNICAMP. Carrego comigo todos os seus conselhos para que eu possa aproveitar de forma exitosa esse período de pós-graduação e sair dessa instituição capacitado para transmitir os valiosos conhecimentos obtidos durante a minha formação.

Aos membros suplentes da banca de defesa de mestrado, **Prof.^a Dr.^a Anne Caroline Costa Oenning e Prof. Dr. Francisco Haiter Neto**, por terem aceito prontamente o convite e realizarem suas considerações importantes sobre o presente trabalho.

À **Universidade Federal do Ceará**, em nome dos **Prof. Dr. Lúcio Mitsu Kurita, Prof. Dr. Fábio Wildson Gurgel, Prof.^a Dr.^a Alynne Vieira de Menezes Pimenta, Prof.^a Dr.^a Ana Paula Negreiros Nunes Alves e Prof.^a Dr.^a Maria Mônica Studart Mendes Moreira**, por

todo conhecimento transmitido que me fizeram ter uma graduação de excelência. Graças aos conhecimentos transmitidos por vocês, consegui fazer de forma segura e confiante minha pós-graduação em outra instituição de tão grande renome como é a UNICAMP.

Agradeço a todos os amigos que tive a oportunidade de conhecer durante esses dois anos em que estive em Piracicaba e sempre me ajudaram, sejam em momentos de maior ou menor felicidade: **Fernanda Coelho, Maria Clara Pinheiro, Lucas Rosado, Daniela Madlum, Hugo Gaeta, Larissa Souza, Victor de Aquino, Priscila Lopes, Bernardo Freire, Carlos Augusto, Wilson Cral, Gustavo Nascimento, Amanda Candemil, Larissa Lagos, Mariane Michels, Polyane Mazucatto, Neiandro Galvão, Danieli Brasil, Gustavo Santaella, Eliana Dantas, Leonardo Peroni, Mayra Yamasaki e Débora Moreira.**

Em especial, agradeço aos meus colegas de turma de mestrado, **Nicolly Oliveira, Luciano Cano, Daniele Manhães e Luiz Filipe Nakasone**, por termos nos ajudado em diversos momentos, como nos momentos iniciais de medo pelo que estava por ser enfrentado, na ansiedade em apresentar os primeiros seminários, nas angústias dos problemas nos testes pilotos das nossas pesquisas de dissertação e pela felicidade compartilhada pelo sucesso um do outro nas pequenas e grandes vitórias. Com certeza, a ajuda prestada por vocês tornou os períodos iniciais do mestrado mais tranquilo e feliz.

À **Eduarda Helena Leandro do Nascimento**, sem a sua ajuda eu não teria como apresentar essa pesquisa desenvolvida durante o período do mestrado, pois sempre estive ao meu lado desde a época da definição da ideia até a escrita e processo de revisão do artigo. Além disso, sou grato pelas outras oportunidades oferecidas por você que me auxiliam diariamente para que eu possa crescer pessoalmente e profissionalmente. Você é um exemplo de amiga que eu sei que posso contar em qualquer momento, pois sempre está à disposição para ajudar e me escutar. Além disso, saiba que você é um grande exemplo de filha, profissional e pessoa para mim. Espero um dia ser um pouco do que você é hoje como pessoa e profissional.

Aos meus colegas de pós-graduação e amigos, **Yuri Nejaim e Amanda Farias**, sou muito grato pela forma como nos aproximamos e consolidamos nossa amizade. Os almoços ao lado de vocês com certeza sempre ficarão na minha lembrança, pois foram momentos de alegria e descontração. Em especial, agradeço vocês por confiarem no meu potencial e sempre buscarem me ajudar.

Aos funcionários do Departamento de Radiologia Odontológica: **Waldeck Ribeiro Moreira e José Fernando Souza Andrade**, por estarem dispostos a ajudar e transmitir conhecimentos durante as práticas clínicas; à **Luciane Aparecida Duarte Sattolo e Sarah do Amaral Bacchim**, por conduzirem as secretarias da Pós-graduação e da Clínica de Radiologia Odontológica de forma serena e eficiente, estando sempre dispostas a nos ajudar no que for preciso.

Aos amigos de outras áreas que a pós-graduação me proporcionou conhecer e conviver quase que diariamente: **Iara Aquino, Rachel Lamarck, Amanda Bandeira, Jossaria Sousa, Flávia Saavedra e Samuel Chaves**. Vocês tornaram a rotina dentro e fora da FOP mais tranquila.

A **Aurélio Amorim**, por compartilhar diariamente a rotina aqui em Piracicaba, dividindo apartamento e sendo um irmão mais velho que eu nunca tive. Agradeço por todos os conselhos que você já me deu e com certeza estão me fazendo ser uma pessoa ainda melhor.

Por fim, agradeço aos meus amigos de faculdade e de colégio, nos nomes de **Nicolle Burgos, Livia Mesquita, Luciana Ribeiro, Letícia Leite, Ana Lídia Castro, Natasha Viana, Ruth Duarte e Laísa Oliveira**, por sempre estarem me apoiando, apesar da distância atual entre nós.

Finalizo esses agradecimentos com uma frase uma vez encontrada em um biscoito da sorte que trazia o seguinte trecho: “O sábio caminha devagar e resolutamente com renúncia e sacrifício para alcançar o que é sublime e grande”. Sem as renúncias e os sacrifícios, nada disso seria possível, mas todos vocês que estão aqui nos agradecimentos contribuíram de forma significativa para o meu bem-estar diretamente ou indiretamente. Dessa forma, meu muito obrigado a todos!

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001

Resumo

A presença de artefatos em imagens de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) é inevitável, quando o feixe de radiação interage com materiais de alto número atômico, como implantes dentários. De acordo com a literatura consultada, ainda não existem estudos que tenham avaliado a magnitude desse efeito para os diferentes materiais de implantes dentários. Assim, o objetivo no presente estudo foi avaliar a magnitude dos artefatos produzidos pela presença de implantes de titânio e de zircônia em imagens de TCFC. Para isso, duas mandíbulas humanas foram utilizadas para a inserção de um implante de titânio e um de zircônia, em diferentes momentos, na região do dente 46. Além disso, na cortical vestibular, na região do implante dentário, foi fixado um bloco com densidade semelhante à do osso com a finalidade de padronizar a seleção das imagens a serem avaliadas. Cada mandíbula humana foi mantida, com o auxílio de um material de moldagem, em um container cilíndrico de plástico (16 cm de diâmetro) preenchido com água para simulação da atenuação do feixe de radiação pelos tecidos moles. As aquisições das imagens foram realizadas em três aparelhos de TCFC: Picasso Trio 3D, ProMax 3D e 3D Accuitomo 80, utilizando o mesmo protocolo de aquisição: 80 kVp, 5 mA e voxel de tamanho 0,2 mm. Os exames foram adquiridos antes e após a inserção dos implantes. Para a avaliação das imagens, uma mesma reconstrução axial foi selecionada, utilizando como referência o bloco, na região média do implante dentário. A quantidade dos artefatos produzidos foi avaliada pela mensuração do desvio padrão (DP) dos tons de cinza e da taxa de contraste-ruído (CNR) das 11 regiões de interesse (ROI) que foram estabelecidas em diferentes distâncias (1,5 cm, 2,5 cm e 3,5 cm) e angulações (65°, 90°, 115° e 140°) da região do implante. Os valores de DP e CNR foram comparados por análise de variância com teste post-hoc de Tukey. Quando comparada as imagens do grupo titânio com as do grupo controle considerando cada uma das ROIs, os valores de DP não diferiram entre si em todas as regiões e os equipamentos. No entanto, ao comparar as diferentes posições das ROIs dentro do mesmo grupo de imagens, para o equipamento Picasso Trio, foram observados valores mais altos nas ROIs mais próximas ao implante ($p < 0,05$). As imagens do grupo zircônia apresentaram os valores mais altos que os demais grupos em algumas ROIs para os equipamentos Picasso e ProMax ($p < 0,05$). No ProMax, essa diferença foi observada mesmo nas ROIs mais distantes ao implante. Valores de CNR não foram influenciados pela ROI no Picasso, mas apresentaram valores menores nas ROIs mais próximas ao implante de zircônia para os equipamentos ProMax e Accuitomo. Foi possível concluir que a quantidade e a magnitude dos artefatos em TCFC são influenciados pelo tipo do implante e pelo equipamento de TCFC. Embora sejam mais pronunciados em regiões próximas ao implante e localizadas a 90° em relação ao longo eixo mandibular, elas podem chegar a até 3,5 m do objeto gerador de artefato.

Palavras-chave: Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico. Artefatos. Titânio. Zircônio.

Abstract

The presence of artifacts in Cone Beam Computed Tomography (CBCT) scans is inevitable, when X-rays reach dense and high atomic number materials such as dental implants. Considering the literature consulted, there are no studies that have evaluated the magnitude of this effect for different dental implant materials. Thus, the aim in present study was to evaluate the magnitude of artifacts produced by the presence of titanium and zirconium implants in CBCT images. For this, two human mandibles were used for insertion of a titanium implant and a zirconium implant, at different times, in the region of the tooth 46. In addition, in the buccal cortical, in the region referring to the middle of the dental implant, an epoxy resin-based tissue substitute (ERBS) block was fixed with the purpose of standardizing the selection of the images to be evaluated. Each dry human mandible was maintained in a cylindrical plastic container (16-cm diameter) by the help of an impression material. After this, the cylindrical plastic was filled with water to simulate the soft tissue radiation attenuation. The images were acquired in three CBCT devices: Picasso Trio 3D, ProMax 3D and 3D Accuitomo 80, using the same acquisition protocol: 80 kVp, 5 mA and voxel of size 0.2 mm. CBCT images were acquired before and after insertion of the implants. For the evaluation of the images, the same axial reconstruction was selected in the middle region of the dental implant, using the ERBS block as reference. The quantification of the artifacts produced was measured by the standard deviation (SD) of the gray values and the contrast-noise ratio (CNR) of the 11 regions of interest (ROI) that were established at different distances (1,5 cm, 2,5 cm and 3,5 cm) and angulations (65°, 90°, 115° and 140°) of the implant region. The SD and CNR were compared by analysis of variance with post-hoc Tukey test. Considering each of the ROIs, SD values of the images of titanium group did not differ from those of control group, in all regions and machines. However, when comparing the different positions of the ROIs within the same group of images, higher values were observed in the ROIs closer to the implant for the Picasso Trio ($p < 0.05$). The images of the zirconium group presented higher values than the other groups in some ROIs for the Picasso and ProMax ($p < 0.05$). In ProMax, this difference was observed even in the ROIs farthest from the implant. CNR values were not influenced by the ROI in Picasso, but showed lower values in the ROIs closest to the zirconium implant for ProMax and Accuitomo. In conclusion, the number and magnitude of artifacts in CBCT are influenced by the type of implant and the CBCT unit. Although they are more pronounced in regions close to the implant and located 90° in relation to mandibular long axis, they can reach up to 3,5 cm from artifact generator object.

Key Words: Cone-beam Computed Tomography. Artifacts. Titanium. Zirconium.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 ARTIGO: Magnitude of CBCT image artifacts related to dental implants: Impact on image quality	17
3 CONCLUSÃO	34
REFERÊNCIAS	35
APÊNDICE 1 - Metodologia detalhada	37
ANEXOS	46
Anexo 1 – Carta de aceite do artigo para publicação no periódico	46
Anexo 2 – Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP)	47
Anexo 3 – Verificação de Originalidade e Prevenção de Plágio	48
Anexo 4 – Link do currículo Lattes e número do ORCID	50

1. INTRODUÇÃO

O uso de implantes osseointegráveis para substituição de dentes perdidos representa uma alternativa eficaz na reabilitação de pacientes parcial e totalmente desdentados (Balshi et al., 2015; Albrektsson et al., 2008). Os implantes dentários são posicionados no tecido ósseo de maneira que permita uma adequada ancoragem sem crescimento ou desenvolvimento de tecido fibroso na interface osso-implante e não provoquem injúrias às estruturas circunjacentes (Shavit e Juodzbaly et al., 2014; Branemark et al., 1985).

Para que a instalação desses implantes seja bem-sucedida, é necessário avaliar o estado de saúde do paciente, conhecer características da área receptora como anatomia, volume e qualidade óssea, e seguir criteriosamente cuidados durante e após a cirurgia com acompanhamentos periódicos, pois o cumprimento dessas etapas possibilita uma maior vida útil aos implantes (Sousa et al., 2009; Angelopulos et al., 2008). Nesse sentido, o diagnóstico por imagem tem importante papel no planejamento e acompanhamento de implantes osseointegráveis, uma vez que ele permite a avaliação dos tecidos ósseos (Harris et al., 2012).

De acordo com as diretrizes da Academia Americana de Radiologia Oral e Maxilofacial (2012), a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) é recomendada como exame pré-operatório para o planejamento de implantes dentários por fornecer imagens multiplanares e reconstruções transversais, sendo um método confiável pelo qual podem ser obtidas largura, altura e espessura ósseas nos locais em que se deseja instalar implantes. Para avaliação pós-operatória, no entanto, a radiografia periapical ainda é o exame de escolha para o acompanhamento e avaliação de perda óssea marginal e sinais de falha na osseointegração.

A indicação desses exames pode ser atribuída às vantagens e limitações inerentes ao processo de formação de imagem de cada um deles. Apesar de a radiografia periapical apresentar baixo custo e fácil acessibilidade, sua natureza bidimensional não permite a visualização da dimensão vestibulo-lingual do tecido ósseo (Sancho-Puchades et al., 2014). Assim, a espessura óssea antes da colocação de implantes, ou mesmo a relação de proximidade da área que receberá o implante às corticais ósseas não podem ser diagnosticadas pelo exame periapical (Klinge e Flemming, 2009; Angelopoulos et al., 2011). Já a TCFC, apesar de superar a limitação das radiografias por ser um exame tridimensional, apresenta como principais desvantagens a exposição do paciente a maiores

doses de radiação em relação a radiografia periapical (Harris et al., 2012) e, para fins de diagnóstico, a formação de artefatos que podem dificultar ou mesmo impedir o diagnóstico na região escaneada (Vasconcelos et al., 2017; Scarfe & Farman 2006).

Os artefatos nas imagens de TCFC representam estruturas visualizadas após a reconstrução dos dados, que não correspondem às características reais do objeto que está sendo avaliado (Schulze et al., 2011; Vasconcelos et al., 2017). Sua origem está relacionada a diferenças entre as reais características físicas dos objetos e o coeficiente de atenuação que será captado pelo receptor do tomógrafo, além de limitações do próprio aparelho de TCFC, como as imperfeições do algoritmo matemático de retroprojeção utilizado para o processo de reconstrução das imagens. Além disso, a composição e posição do objeto de estudo interferem significativamente nesse processo (Beledelli et al., 2012; Schulze et al., 2011).

Diversos tipos de artefatos podem ser encontrados nas imagens da TCFC, e sua classificação pode ser feita a partir dos fatores responsáveis por sua origem ou das suas características. Alguns exemplos de artefatos são: o artefato em anel, de volume parcial, de movimentação, de espalhamento e os causados pela presença de estruturas de alta densidade e número atômico, como as estruturas metálicas (Ruprecht et al., 2008; Schulze et al., 2011). Um dos principais fatores responsáveis pela degradação da imagem pelo artefato causado pela presença de objetos de alta densidade é o fenômeno de endurecimento do feixe ou beam-hardening. O feixe de radiação sofre diferentes graus de atenuação ao atravessar os objetos e, quanto mais densas e de maior número atômico forem as estruturas, maior será a absorção do feixe por elas. Estruturas metálicas, por apresentarem alta densidade e alto número atômico, atuam como um filtro e o feixe de radiação que atinge o receptor terá maior energia média que o feixe originalmente emitido. Esse fenômeno acarreta na produção de um erro na reconstrução dos dados que resulta numa deterioração da qualidade da imagem na proximidade desses objetos (Schulze et al., 2011; Pauwels et al., 2013; Vasconcelos et al., 2017), representada na imagem na forma de estruturas lineares, faixas e sombras orientadas ao longo da projeção.

Como a maioria dos implantes comercializados atualmente são feitos a partir de um metal, o titânio, a presença de artefatos nas imagens de TCFC é inevitável. No entanto, alternativas para esse problema têm sido avaliadas a fim de solucionar ou amenizar os efeitos causados por artefatos metálicos na qualidade da imagem, tanto no momento da aquisição, por meio de mudanças nos parâmetros de aquisição, quanto na fase de reconstrução ou pós-processamento, por meio do uso de uma ferramenta de redução de

artefato metálico (FRA) disponível em alguns aparelhos de TCFC (Schulze et al., 2011; Pauwels et al., 2013).

Além disso, a busca por melhores resultados estéticos fez com que novos materiais fossem pesquisados e empregados na fabricação de implantes livres de materiais metálicos (Hochscheidt et al., 2011). Nesse contexto, os materiais cerâmicos, como a zircônia, começaram a ser empregos na fabricação de implantes dentários, tendo como principal vantagem sua coloração clara, que possibilita um aspecto mais neutro e natural na área reabilitada, uma vez que, com materiais metálicos, a cor acinzentada poderia transparecer através da mucosa gengival (Hochscheidt et al., 2014).

Além do caráter estético do implante de zircônia, ele possui outras características que viabilizam o seu uso na reabilitação oral, como osseointegração, biocompatibilidade, alta resistência à flexão e dureza. Desse modo, essas vantagens devem promover o aumento do uso dos implantes de zircônia (Silva et al., 2010; Kohal et al., 2013). No entanto, esse material cerâmico, por ter alto número atômico, possui o potencial de gerar artefatos de imagens (Sancho – Puchades et al., 2014; Vasconcelos et al., 2017) e existem poucas informações na literatura sobre o impacto dos artefatos relacionados aos implantes de zircônia nas imagens de TCFC, sendo importante o desenvolvimento de mais estudos nessa área.

Estudos recentes que avaliaram o padrão geométrico e a intensidade dos artefatos em torno de implantes dentários em TCFC usando modelos *in vitro* concluíram que os artefatos sempre estavam presentes nas proximidades do implante, independentemente da sua posição dentro da mandíbula (Schulze et al., 2010; Benic et al. 2013). No entanto, de acordo com a literatura consultada, a magnitude de formação desses artefatos a partir da região de instalação dos implantes não foi estudada até o presente momento.

Atualmente, como os materiais utilizados para a fabricação dos implantes dentários são constituídos por alto número atômico, como por exemplo o titânio ($Z=22$) e a zircônia ($Z=40$), a produção e o efeito dos artefatos nas regiões adjacentes ao objeto gerador são bem elucidados na literatura (Schulze et al., 2010; Bechara et al., 2012; Benic et al., 2013; Pauwels et al., 2013; Sancho-Puchades et al., 2015; Vasconcelos et al., 2017; Machado et al., 2018). No entanto, de acordo a literatura consultada, parece não haver estudos mostrando até que região a produção de artefatos pode se manifestar ou qual tipo de implante dentário produz artefatos em maior magnitude e, conseqüentemente, qual a influência na qualidade de imagem da TCFC. Dessa forma, o objetivo neste estudo foi

avaliar a magnitude dos artefatos produzidos por implantes de titânio e zircônia e seu impacto na qualidade de imagem em TCFC em três equipamentos de TCFC.

2. ARTIGO: Magnitude of cone beam computed tomography image artifacts related to zirconium and titanium implants: impact on image quality

Artigo publicado no periódico Dentomaxillofacial Radiology considerado Qualis A1 pela CAPES (Fonte: Magnitude of cone beam CT image artifacts related to zirconium and titanium implants: impact on image quality. DENTOMAXILLOFACIAL RADIOLOGY, v. 47, n. 6, p. 20180021, 2018). 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 a sua inclusão na dissertação (Anexo 1).

Magnitude of cone beam computed tomography image artifacts related to zirconium and titanium implants: impact on image quality

R.C Fontenele¹, DDS, MSc candidate; E.H.L. do Nascimento¹, DDS, MS; T.V Vasconcelos², DDS, MS; M Noujeim³, DDS, MS; D.Q Freitas¹, MS, PhD

¹ Department of Oral Diagnosis, Division of Oral Radiology, Piracicaba Dental School, University of Campinas, Limeira, Brazil;

² Division of Oral Radiology, School of Dentistry, Federal University of Bahia, Salvador, Brazil;

³Department of Comprehensive Dentistry, Division of Oral and Maxillofacial Radiology, University of Texas Health Science Center at San Antonio, San Antonio, TX, United States

Short title: Magnitude of cone beam computed tomography artifacts

Corresponding author: Deborah Queiroz Freitas
Division of Oral Radiology, Department of Oral Diagnosis
Piracicaba Dental School, State University of Campinas
Av. Limeira, 901, PO Box 52; 13414-903
Piracicaba-SP, Brazil
Phone/Fax: + 55 19 2106-5327
E-mail: deborahq@unicamp.br

Abstract

Objectives: To evaluate the magnitude of artifacts related to titanium and zirconium implants at different distances and angulations and their impact on cone beam computed tomography (CBCT) image quality.

Methods: CBCT images were obtained before and after the insertion of titanium and zirconium implants in a mandible on different CBCT units: Picasso Trio, ProMax 3D and 3D Accuitomo 80. Artifact was assessed by measuring the standard deviation of gray values (SD) and contrast-to-noise ratio (CNR) of 11 regions of interest (ROI) at different distances (1.5cm, 2.5cm and 3.5cm) and angulations (65°, 90°, 115° and 140°) from implant region.

Results: For titanium images, SD values did not differ from those of images without implant in all ROIs; however, some effect occurred in Picasso images as higher values were observed in ROIs closer to the implant ($p<0.05$). Zirconium images showed higher SD values than the others in some ROIs for Picasso and ProMax ($p<0.05$). In ProMax, the difference was observed even in the farthest ROIs from the implant. CNR values were not influenced by the ROI in Picasso, but presented lower values in ROIs closer to the zirconium implant for ProMax and Accuitomo.

Conclusions: The quantity and magnitude of artifacts in CBCT are influenced by the type of implant and CBCT unit. Although they are more pronounced in regions closer to the implant and located at 90° in relation to the mandibular long axis, they can reach as far as 3.5cm from the artifact-generator object.

Key-words: cone beam computed tomography; metal artifacts; titanium; zirconium.

Introduction

Accurate preoperative surgical planning and postoperative evaluation are important steps for a successful dental implant rehabilitation. Cone beam computed tomography (CBCT) is recommended by several oral radiology guidelines as a preoperative exam for dental implants planning (Tyndall et al., 2012; Harris et al., 2002; SEDENTEXCT), and even though other guidelines recommend its use only in situations where there is clinical doubt about bone shape or anatomical borders (Harris et al., 2012), this examination is widely used in Implantology. In contrast, CBCT is not a part of a routine protocol for implant post-operative examinations due to limitations inherent to the image formation process, which leads to artifacts formation and may hinder or prevent the proper diagnosis and/or analysis of the peri-implant site.^{2,3,4}

Artifacts in CBCT images represent structures visualized after data reconstruction, that do not correspond to real features of the evaluated object.^{3,5} Their origin is related to the differences between real physical characteristics from the objects and its attenuation coefficient which will be received by the detector, besides limitations from the CBCT unit itself, such as mathematical algorithm particularities in the retroprojection used for the image reconstruction process. Moreover, the composition and positioning of objects within the field of view may interfere significantly in this process.⁴⁻⁶

Among the several artifact types found in CBCT images, there are those caused by the presence of high atomic number and density structures, such as dental implant constitutive materials.³⁻⁵ One of the main factors responsible for image degradation from this type of artifact is the beam-hardening phenomenon. High density structures act as a filter, increasing the average energy of the radiation beam reaching the detector. This results in the production of an error in the data reconstruction that results in the deterioration of image quality in the vicinity of these objects, represented in the image as linear structures, bands and shadows organized along the projection.^{3,5,7}

In addition to beam hardening, the noise and dispersion effects also have an influence on the image quality.⁸ When associated, they tend to cause the formation of artifacts such as cupping, streaks and dark bands between dense objects or streaks at sharp edges with high contrast to neighboring structures.^{9,10} This occurs because beam hardening and the noise effect induces an excessive gray values variation close to high

density objects, such as dental implant, resulting in drastically decreased values, producing images with reduced contrast and compromising diagnosis by obscuring nearby structures.¹¹

Since the implants commercialized nowadays are made of high density materials, such as titanium and zirconium, the presence of artifacts in their CBCT image is inevitable. Their production and effect around the artifact-generator object have been studied in previous years.^{3,4,6,7,11-13} However, it seems there are no studies showing how far the artifact production could reach or which type of dental implant has greater advantages when evaluating its magnitude and, thereafter, the impact on CBCT image quality. Although previous studies have evaluated metal artifacts in CBCT images, the majority of them have been qualitative ones and few studies have quantitatively compared CBCT machines.^{7,14} This factor is relevant since the different machines available in the market may present significant technical differences, which interfere with their image quality and artifact formation (Pauwels et al., 2013; Horner et al., 2015). Additionally, besides the CBCT exam is not considered the first choice image for post-implant evaluation,¹ dental implants included in the scanned region in exams performed for other purposes can compromise the image quality. Hence, investigations about the magnitude from artifacts produced by different types of dental implants in different CBCT machines are still needed in the literature.

Thus, the purpose of this study was to evaluate the magnitude of artifacts related to titanium and zirconium implants and its impact on CBCT image quality using three CBCT units.

Materials and Methods

This study design was approved by the local institutional research Review Board (protocol #2.163.038).

Sample preparation

The alveolar bone was prepared for dental implant placement in the region of the tooth 46 in two dry human mandibles. An epoxy resin-based tissue substitute (ERBS) block was fixed on the surface of the buccal cortical plate of each mandible at the middle level of the implant cavity to serve as a reference to select the axial images in which the evaluations would be performed. One axial slice image was chosen, being a first image in which the ERBS block was completely visualized in the coronal-apical orientation. An additional ERBS block was inserted in the anterior region of the mandible to serve as a control area. This was decided because the artifacts seemed to be pronounced in the ERBS block positioned closed to the implant in the pilot tests, which would impair its use as a control area.

4 mm x 11 mm titanium (Titamax, Neodent, Brazil) and zirconium oxide (Z-Look3, Z-systems, Switzerland) implants were alternately inserted in the mandibles.

Image acquisition

Picasso Trio 3D unit (Vatech, Hwaseong, South Korea), ProMax 3D (Planmeca Oy, Helsinki, Finland) and 3D Accuitomo 80 (Morita, Kyoto, Japan) units were used to scan the mandibles. The acquisition protocol consisted of 80kVp, 5 mA, and voxel size of 0.2mm for all scans. A field of view (FOV) of 8x5cm was used in Picasso and ProMax whereas a FOV of 8x8cm was set for Accuitomo.

Each mandible was placed inside a cylindrical plastic container (16-cm diameter) filled with water for soft tissue simulation and kept in position by the help of an impression material (Bezerra et al., 2015; Vasconcelos et al., 2017). The container was placed in the center of the FOV and the images were acquired before and after insertion of the implants to generate three sets of images: a control set (without implant); a titanium set and a zirconium set. Figure 1 shows examples of axial views of groups and units studied. All acquisitions were repeated three times to assess the study reproducibility, totaling 27 CBCT scans (3 experimental groups x 3 CBCT machines x 3 replicates).

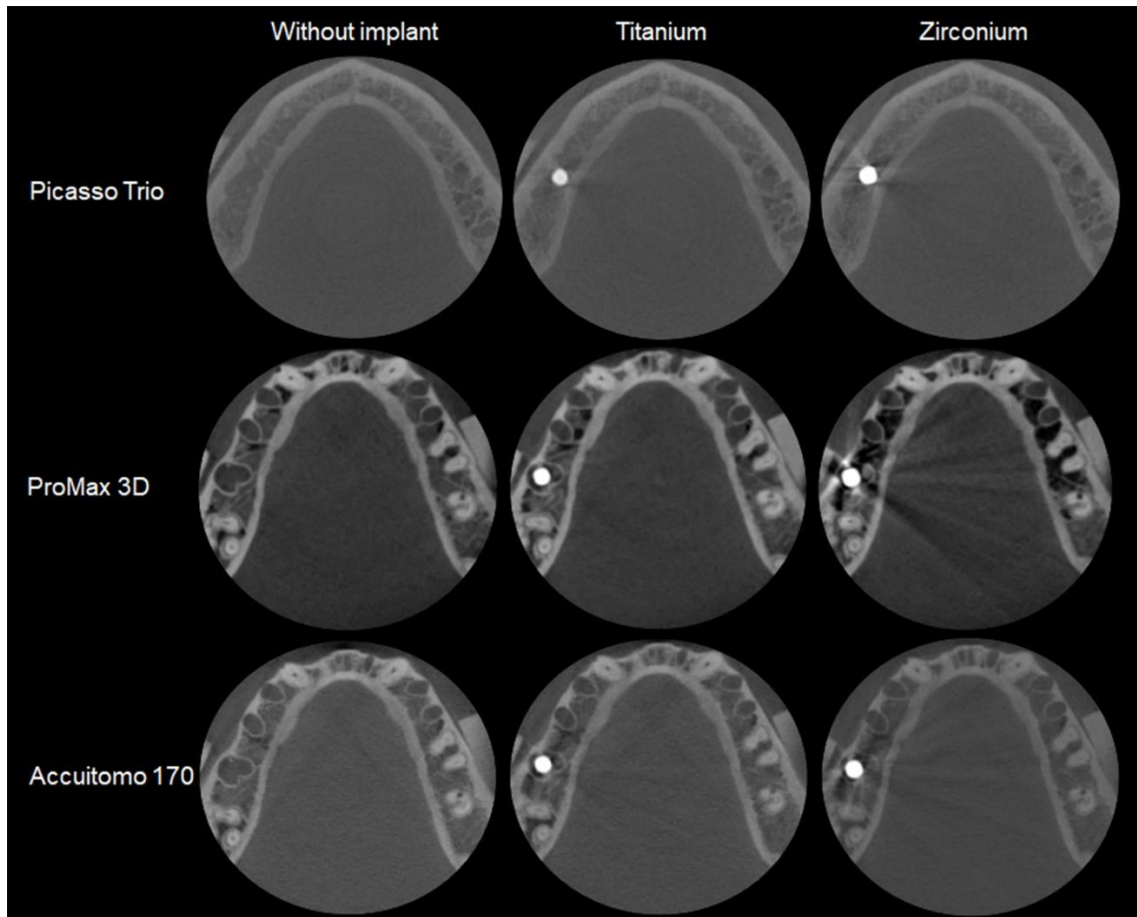


Figure 1. Examples of cropped axial views of “without implant”, “titanium” and “zirconium” groups acquired in units studied

Image analysis

To standardize the image selection in the proprietary viewing software of each CBCT unit, the axial slice corresponding to the middle level of the implant height was selected using the ERBS block as reference. Then, the axial slices were exported to ImageJ software (National Institutes of Health, USA) to obtain the mean and standard deviation (SD) of gray values in eleven regions of interest (ROIs) with 2.8 mm x 2.8 mm size. The analyses were performed in 8-bits images. The ROIs were located 1.5cm, 2.5cm and 3.5cm from the central region of the implant and distributed at angles of 65°, 90°, 115° and 140° in relation to the long axis of the mandible body (Figure 2). These degrees were chosen considering the regions that visually presented greatest artifacts expression in the scanned volumes, respecting a symmetrical distribution (at 15° intervals) in relation to the perpendicular line (90°). The macro function of Image J software was used to determine and analyze the same area in all images. Three different macros with the same pattern were recorded: one for each set of images of each machine.

Subsequently, an additional ROI with same size was determined on the ERBS block (Figure 2C) and served as a control area to enable the contrast-to-noise ratio (CNR) calculation, according this formula¹²:

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

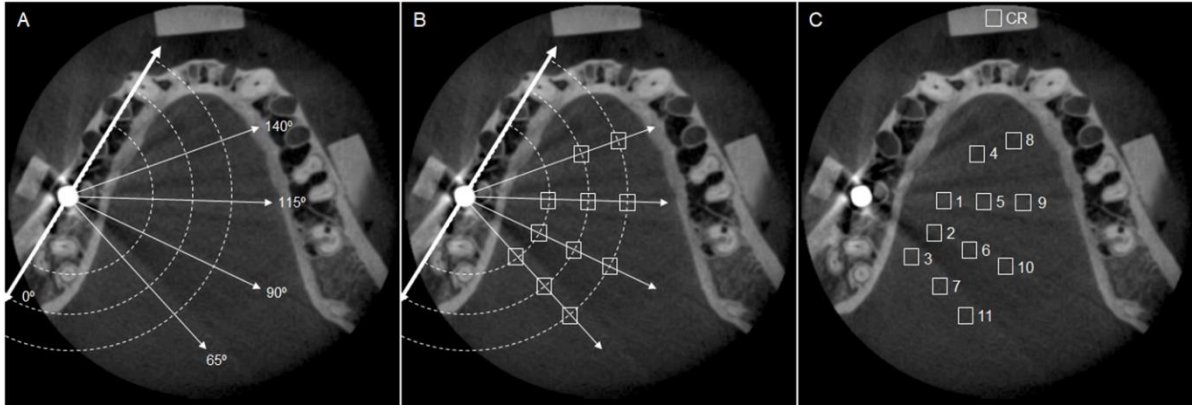


Figure 2 Determination of the ROIs to evaluate the magnitude of artifacts. (a) One line was determined in the center of implant image following the long axis of the mandible body. Four additional lines at angles of 65°, 90°, 115° and 140° in relation to the first were drawn passing through the central region of the implant. From this centered point, three semi-circles were drawn with radii of 1.5, 2.5 and 3.5 cm. (b) On the intersection of circles and lines, 11 square ROIs of 2.8 × 2.8 mm were established over three distance levels and four angles in relation to the implant region. (c) Final location of the ROIs and the additional CR were placed on the ERBS block. CR, control ROI; ERBS, resin-based tissue substitute; ROIs, regions of interest.

Statistical analysis

The analyses were performed using SPSS software Version 24.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) with a significant *p*-value < 0.05.

The SD and CNR were compared by analysis of variance (ANOVA Two-Way) with post-hoc Tukey test, in order to test the effects of the region and implants. The ANOVA was conducted independently for each machine; so their results were not matched. The null hypothesis was that the regions or implant presence did not have an influence on SD or CNR.

Results

Standard Deviation

Table 1 summarizes the results for the SD of the ROIs evaluated in the different groups and scanners tested. Regarding the effect of the presence of the implant, there were no differences between the control and titanium groups for all ROIs and CBCT units ($p>0.05$). In contrast, zirconium group had higher SD values ($p<0.05$), especially closer to the implant for Picasso Trio (ROI 1), in several distances but at 90° from the implant for ProMax (ROIs 1-3, 5-6, 9-10), and in one isolated ROI for Accuitomo (ROI 5).

Regarding the effect of the region, the control group showed no statistical differences among all evaluated ROIs for the three CBCT units ($p>0.05$). For the titanium group, some effect was observed in images of Picasso since, although there was no difference from control group in each region, different values were found between the ROIs, which showed in general higher SD values in the regions closer to the implant. For the other CBCT units, there were no differences between the ROIs studied. For zirconium groups, there were significant differences between the zones of artifact production in the three CBCT units tested. In general, farther the region from the implant, lower was the SD, except for Accuitomo, ROI 5.

Contrast-to-noise-ratio

The CNR values according to different groups and scanners tested are shown in Table 2. Regarding the implant effect, the control and titanium groups showed no differences for the Picasso and ProMax ($p>0.05$), but both had higher CNR than the zirconium group ($p<0.05$). For the Accuitomo, there was no effect of implants on the CNR ($p<0.05$).

The CNR was not influenced by ROI in the control and titanium groups for the three CBCT units ($p>0.05$), while the zirconium groups had variable results depending on the scanner. For Picasso, the CNR of the zirconium group was also not influenced by ROI ($p>0.05$). On the other hand, the zirconium groups of the ProMax and Accuitomo showed lower CNR values in the regions closer to the implant and in the central zone of artifacts production (notably in the ROIs 1 and 5).

Table 1. Mean of standard deviation values (SD) of the ROIs according to the groups and CBCT units evaluated

ROI	Picasso Trio – Mean (SD)			ProMax 3D – Mean (SD)			3D Accuitomo – Mean (SD)		
	Control	Titanium	Zirconium	Control	Titanium	Zirconium	Control	Titanium	Zirconium
1	63.07 (9.53) Aa	69.12 (10.44) Ab	86.58 (19.81) Bc	58.97 (7.63) Aa	65.58 (4.16) Aa	111.05 (7.00) Bd	119.47 (21.12) Aa	115.63 (27.30) Aa	135.32 (15.30) Ab
2	56.21 (2.41) Aa	53.73 (2.45) Aab	61.05 (2.47) Aab	55.47 (9.69) Aa	54.09 (5.52) Aa	98.08 (6.07) Bcd	102.82 (7.99) Aa	101.47 (19.57) Aa	128.43 (4.97) Aab
3	54.90 (5.17) Aa	62.28 (9.13) Aab	67.70 (6.06) Ab	61.36 (8.56) Aa	61.54 (3.42) Aa	85.81 (2.76) Bbc	111.76 (21.22) Aa	105.71 (9.98) Aa	132.04 (11.88) Ab
4	54.90 (5.17) Aa	62.28 (9.13) Aab	67.70 (6.06) Ab	63.93 (12.86) Aa	60.94 (7.93) Aa	72.62 (5.38) Aab	104.30 (2.20) Aa	112.20 (8.86) Aa	105.08 (17.56) Aab
5	47.15 (2.78) Aa	50.69 (2.02) Aa	49.32 (3.80) Aa	49.44 (10.25) Aa	60.38 (11.65) Aa	97.74 (17.67) Bcd	128.75 (10.32) Aa	136.37 (27.53) Aa	179.32 (25.92) Bc
6	50.38 (5.44) Aa	48.19 (4.26) Aa	52.71 (3.33) Aab	54.22 (13.09) Aa	53.78 (7.02) Aa	72.44 (6.10) Bab	103.20 (15.91) Aa	114.36 (2.03) Aa	102.24 (6.09) Aab
7	58.34 (13.62) Aa	51.81 (6.71) Aab	59.67 (3.06) Aab	59.86 (8.47) Aa	52.61 (5.51) Aa	67.88 (7.45) Aab	97.29 (23.40) Aa	121.70 (10.22) Aa	106.89 (17.91) Aab
8	65.09 (3.46) Aa	62.38 (6.02) Aab	62.38 (8.13) Aab	57.90 (1.53) Aa	58.38 (7.95) Aa	60.81 (2.06) Aa	111.33 (8.16) Aa	102.08 (15.58) Aa	94.13 (0.70) Aa
9	54.43 (2.22) Aa	61.44 (3.12) Aab	61.60 (4.70) Aab	58.05 (9.36) Aa	60.67 (7.43) Aa	80.93 (3.36) Babc	97.71 (18.51) Aa	107.51 (17.68) Aa	103.47 (9.54) Aab
10	49.21 (3.73) Aa	46.32 (2.97) Aa	54.05 (4.40) Aab	54.94 (3.74) Aa	58.21 (5.55) Aa	81.60 (4.25) Babc	88.01 (19.66) Aa	102.36 (6.44) Aa	104.86 (9.90) Aab
11	58.35 (1.68) Aa	57.67 (6.22) Aab	57.20 (5.40) Aab	46.19 (7.36) Aa	60.69 (8.65) Aa	60.53 (4.10) Aa	93.51 (8.84) Aa	98.10 (7.36) Aa	104.91 (9.03) Aab

Different letters (uppercase horizontally and lowercase vertically) indicate significant difference from each other (within each CBCT unit) according to ANOVA Two-Way.

Table 2. Mean of contrast-to-noise ratio values (CNR) of the ROIs according to groups and CBCT units evaluated

ROI	Picasso Trio – Mean (SD)			ProMax 3D – Mean (SD)			3D Accuitomo – Mean (SD)		
	Control	Titanium	Zirconium	Control	Titanium	Zirconium	Control	Titanium	Zirconium
1	9.61 (1.24) Aa	9.41 (0.90) Aa	8.41 (0.64) Ba	14.52 (2.22) Aa	12.63 (1.16) Aa	8.47 (0.74) Bb	4.12 (0.26) Aa	4.11 (0.50) Aa	3.56 (0.32) Abc
2	10.12 (1.25) Aa	10.31 (0.76) Aa	9.66 (1.32) Ba	14.66 (2.68) Aa	14.89 (0.84) Aa	10.60 (0.08) Bab	4.28 (0.16) Aa	4.61 (0.54) Aa	4.42 (0.20) Aa
3	10.11 (1.27) Aa	9.29 (1.05) Aa	8.31 (1.20) Ba	14.07 (0.68) Aa	13.88 (0.71) Aa	9.51 (0.27) Bab	4.12 (0.41) Aa	4.15 (0.33) Aa	3.81 (0.15) Aabc
4	10.11 (1.27) Aa	9.29 (1.05) Aa	8.31 (1.20) Ba	13.31 (1.23) ABa	14.31 (0.84) Aa	11.01 (1.09) Bab	4.43 (0.18) Aa	4.13 (0.26) Aa	4.59 (0.63) Aa
5	10.30 (1.32) Aa	10.11 (0.75) Aa	9.64 (1.30) Ba	16.04 (3.27) Aa	13.58 (1.30) Aa	8.92 (1.64) Bb	3.98 (0.06) Aa	3.60 (0.53) Aa	2.85 (0.26) Ac
6	10.52 (1.60) Aa	10.45 (0.96) Aa	9.78 (1.38) Ba	14.87 (0.77) Aa	15.40 (0.84) Aa	11.90 (0.14) Bab	4.44 (0.46) Aa	4.07 (0.08) Aa	4.64 (0.16) Aa
7	10.55 (1.20) Aa	10.56 (0.81) Aa	9.61 (1.32) Ba	14.35 (1.29) ABa	15.37 (1.31) Aa	12.01 (0.06) Bab	4.66 (0.78) Aa	3.95 (0.31) Aa	4.61 (0.43) Aa
8	9.05 (0.84) Aa	8.88 (0.91) Aa	8.40 (1.45) Ba	12.84 (1.23) Aa	13.82 (1.39) Aa	11.49 (0.66) Aab	3.98 (0.22) Aa	4.13 (0.35) Aa	4.45 (0.18) Aab
9	10.45 (1.35) Aa	10.04 (0.79) Aa	9.52 (1.22) Ba	15.17 (2.48) Aa	13.85 (1.07) Aa	10.38 (0.82) Bab	4.69 (0.67) Aa	4.20 (0.46) Aa	4.31 (0.49) Aab
10	10.76 (1.11) Aa	10.78 (0.82) Aa	9.92 (1.20) Ba	15.07 (2.06) Aa	14.49 (0.59) Aa	11.00 (1.01) Bab	4.86 (0.60) Aa	4.47 (0.05) Aa	4.69 (0.27) Aa
11	10.51 (1.15) Aa	10.38 (0.83) Aa	9.76 (1.40) Ba	16.38 (2.36) Aa	14.58 (0.68) ABa	13.14 (1.33) Ba	4.75 (0.25) Aa	4.45 (0.33) Aa	4.61 (0.22) Aa

Different letters (uppercase horizontally and lowercase vertically) indicate significant difference from each other (within each CBCT unit) according to ANOVA Two-Way.

Discussion

The expression of artifacts in the regions close to high density materials on CBCT images has already been previously reported (Vasconcelos et al., 2017; Benic et al., 2013). Nonetheless, the present study is the first to evaluate the magnitude, that is, the intensity of the artifacts at different distances from their forming region, using three scanners and dental implants for this purpose. In addition to the evaluation of artifacts related to titanium implants, which are further investigated in the literature because of their longer use in Implantology, the present study also evaluated the magnitude of artifacts related to zirconia implants. This material has been increasingly used for presenting high biocompatibility, good osseointegration properties, fair success rates and for being metal free, which gives it high aesthetic results (Vasconcelos et al., 2017). As results, we found that different types of high density materials and CBCT units present different behaviors regarding expression and magnitude of artifacts in CBCT images.

The use of human mandibles placed in cylindrical plastic container filled with water for simulation of attenuation and dispersion of x-ray beams through soft tissues is important for reproduction of an *in vivo* situation.³ Different mandibles have been used as phantom for the different units in this study. Although we recognize that this is not the ideal study condition, since some possible interference with our findings was not investigated, all the images acquired in each CBCT unit were obtained using a single mandible and the same dental implants, positioned in a standardized region. In addition, the SD and CNR values were not directly compared between the CBCT units. Therefore, we believe the use of the two mandibles did not affect the overall results of the study.

The acquisition protocol used for each CBCT unit was selected according to the manufacturer's recommendations as the optimal exposure setting for average adult patient, although it is known that the exposure parameters should ideally consider both patient features and indication related to specific diagnostic tasks in order to obtain dose reduction at a satisfactory image quality (Bushberg, 2015. Oenning et al., 2017). The main technical differences between the CBCT units evaluated were the number of base images and time of exposure. In a same TCFC unit, the higher the number of base images, the better is the expected image quality, because there is more data to reconstruct the images. Likewise, it has been shown that increases in kVp and mAs are related to a decrease in artifact production in CBCT images (Vasconcelos et al., 2017; Pauwels et al., 2013;

Bechara et al., 2012). In the present study, CBCT units were not directly compared because other factors are also related to image formation and artifacts expression, such as mathematical algorithms for image reconstruction and image receptor technology.

As in previous studies,^{3,7,14,15} the objective evaluation of artifact production in CBCT images was performed by calculating the SD of gray values and CNR. SD values allow a general estimation of darkening and brightening extension caused by high density materials as measure by the variation of gray values. So higher SD value or higher variation indicates higher artifact production. The evaluation of the magnitude of artifacts was done through the comparison between values obtained in the regions closer to the implants and in the more distant regions, in different angulations. On the other hand, the CNR evaluation was made after the selection of another region of interest located in ERBS block. This region was selected due to this material's homogeneous density and, consequent, low internal standard deviation (no artifacts).

In general, according to the SD and CNR values, the titanium implant did not produce very remarkable artifacts, except for some areas closer to the implant located 90° in relation to the long axis of the mandible body (ROI 1) in Picasso. Differently, other studies found massive beam-hardening artifacts arise for titanium implants.^{7,11,13} The difference between these findings can be attributed to the particularities of each study design, considering that only those areas adjacent or very close to the implant were previously analyzed,^{7,11,13} while here we evaluated the intensity these artifacts in greater distances to the implant.

On the other hand, zirconium implants behaved, in most cases, differently from other groups in all CBCT scanners, presenting higher SD values. Probably, the reason is related to the properties of this material, since the atomic number ($Z = 40$) is higher than titanium ($Z=22$). A tendency for artifacts to decrease with distance from the implant was expected and it was in fact observed. However, it is important to highlight that, although the artifact is more pronounced in the regions closer to the implant, it can reach as far as 3.5cm from the artifact-generator object, depending on the scanner.

A previous study assessed the gray values at 0.5mm, 1mm and 2mm from the surface of the titanium, titanium-zirconium or zirconium implant.¹³ Similar to our study, the authors concluded that the zirconium generated more artifacts than other types of

implant, mostly in the regions closer to the implant. In addition, the furthest distance from the implants evaluated was 2mm, which is still very close to the object. As explained previously, different from other studies that tested the artifact around the implant and its impact on implant-related diagnoses such as periimplant fenestration and dehiscence,^{16,17} our main goal was to evaluate the artifact production when the implant analysis is not the reason for the CBCT requirement, but it still is in the FOV.

Similar to SD, the CNR values of control and titanium groups of three CBCT units showed they are homogenous images. Otherwise, the zirconium group behaved in an unusual way for each unit, but in general confirming the reduction of image quality in the regions located at 1-2 cm and 90° in relation to the long axis of the mandible body. Only Picasso Trio and ProMax 3D presented difference between implants types; however, the majority of ROIs showed lower CNR values for the zirconium group, corroborating its negative influence on image quality.

As previously stated, the literature presents a paucity of studies that have evaluated the effect of artifacts produced by high density materials far from its source. In this sense, there are few previous studies that may be compared with our findings. Considering that we observed different behavior between the types of implants and the CBCT scanners, new studies evaluating the magnitude of artifacts produced by other metallic restorative materials in other machines should be performed. Since the intensity of the artifacts produced in CBCT images was higher in regions closer to the dental implants, further studies are needed to evaluate the interference of artifacts in the diagnosis of pathological conditions adjacent to the implant.

In a clinical context, our results suggest that the presence of dental implants either titanium or mainly of zirconia, causes a decrease in the image quality even in distant regions of the site of installation. Consequently, they can affect the evaluation of other areas that are located near or far from the region where the dental implant is installed, proving that the artifacts are not restricted to the region near to high density material. Thus, diagnostic capacity in other areas that are located far from the artifact-forming region may be difficult, and clinical investigations are needed to better elucidate this hypothesis.

In addition, some authors observed that adjustments in exposure protocols in different clinical contexts may improve the CBCT image quality.^{3,12,18,19} However, it seems there are no data about the impact of changes in exposure protocol on magnitude of artifacts caused by the beam hardening phenomenon. Thus, we encourage future studies to establish exposure protocols that promote a better relationship between exposure dose and quality in evaluation of CBCT images in regions surrounding implants.

Conclusion

Quantity and magnitude of the artifacts in CBCT images can be influenced by the type of dental implant and CBCT unit. Zirconium implants have greater deleterious effects on image quality. Although they are more pronounced in the regions closer to the implant and located at 90° in relation to the mandibular long axis, they can reach as far as 3.5cm from the artifact-generating object. In view of spread of the use of CBCT and the importance of its artifacts in the clinical practice of dentistry as well as the variability of the results, the authors encourage the professionals to be aware of how the artifacts may be extensive in their own scanners, if they work with different units than those studied here.

Acknowledgements

This study was partially supported by CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior-Brazil).

References

1. Tyndall DA, Price JB, Tetradis S, Ganz SD, Hildebolt C, Scarfe WC. Position statement of the American academy of oral and maxillofacial radiology on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2012; 113: 817–26. doi: <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2012.03.005>
2. SEDENTEXCT Project. European commission. Radiation protection N°. 172 sedentexCT. guidelines on CBCT for Dental and Maxillofacial Radiology. Luxembourg: EU publications office; 2012.
3. Harris D, Horner K, Gröndahl K, Jacobs R, Helmrot E, Benic GI, et al. E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. a consensus workshop organized by the European association for osseointegration at the medical university of Warsaw. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23: 1243–53. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02441.x>
4. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am* 2008; 52: 707–30. doi: <https://doi.org/10.1016/j.cden.2008.05.005>
5. 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>
6. Machado AH, Fardim KAC, de Souza CF, Sotto-Maior BS, Assis N, Devito KL. Effect of anatomical region on the formation of metal artefacts produced by dental implants in cone beam computed tomographic images. *Dentomaxillofac Radiol* 2018; 47: 20170281. doi: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20170281>
7. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol* 2011; 40: 265–73. doi: <https://doi.org/10.1259/dmfr/30642039>
8. Benic GI, Sancho-Puchades M, Jung RE, Deyhle H, Hämmerle CH. 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>
9. 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; 24: 94–9. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02382.x>
10. De Man B, Nuyts J, Dupont P, Marchal G, Suetens P. Metal streak artifacts in X-ray computed tomography: a simulation study. *IEEE Trans Nucl Sci* 1999; 46: 691–6. doi: <https://doi.org/10.1109/23.775600>

11. Prell D, Kyriakou Y, Beister M, Kalender WA. A novel forward projection-based metal artifact reduction method for flat-detector computed tomography. *Phys Med Biol* 2009; 54: 6575–91. doi: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/21/009>
12. Rao GV, Rao SA, Mahalakshmi PM, Soujanya E. Cone beam computed tomography: an insight beyond eyesight in clinical dentistry. *Innov J Med Health Sci* 2012; 2: 74–80.
13. Schulze RK, Berndt D, d'Hoedt B, d'Hoet B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21: 100–7. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01817.x>
14. Bechara B, McMahan CA, Moore WS, Noujeim M, Geha H. Contrast-to-noise ratio with different large volumes in a conebeam computerized tomography machine: An in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2012; 114: 658–65. doi: <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2012.08.436>
15. Sancho-Puchades M, Hämmerle CH, Benic GI. In vitro assessment of artifacts induced by titanium, titanium-zirconium and zirconium dioxide implants in cone-beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26: 1222–8. doi: <https://doi.org/10.1111/clr.12438>
16. Omar G, Abdelsalam Z, Hamed W. Quantitative analysis of metallic artifacts caused by dental metallic restorations: comparison between four CBCT scanners. *Future Dental Journal* 2016; 2: 15–21. doi: <https://doi.org/10.1016/j.fdj.2016.04.001>
17. Horner K, O'Malley L, Taylor K, Glenny AM. Guidelines for clinical use of CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol* 2015; 44: 20140225. doi: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140225>
18. Bezerra IS, Neves FS, Vasconcelos TV, Ambrosano GM, Freitas DQ. Influence of the artefact reduction algorithm of Picasso Trio CBCT system on the diagnosis of vertical root fractures in teeth with metal posts. *Dentomaxillofac Radiol* 2015; 44: 20140428. doi: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140428>
19. Bushberg JT. Eleventh annual Warren K. Sinclair keynote address-science, radiation protection and NCRP: building on the past, looking to the future. *Health Phys* 2015; 108: 115–23. doi: <https://doi.org/10.1097/HP.0000000000000228>
20. Oenning AC, Jacobs R, Pauwels R, Stratis A, Hedesiu M, Salmon B. DIMITRA Research Group, <http://www.dimitra.be> Cone-beam CT in paediatric dentistry: DIMITRA project position statement. *Pediatr Radiol* 2018; 48: 4012–9. doi: <https://doi.org/10.1007/s00247-017-4012-9>
21. Bechara B, McMahan CA, Geha H, Noujeim M. Evaluation of a cone beam CT artefact reduction algorithm. *Dentomaxillofac Radiol* 2012; 41: 422–8. doi: <https://doi.org/10.1259/dmfr/43691321>
22. de-Azevedo-Vaz SL, Vasconcelos KF, 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: 121–7. doi: <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2012.10.003>

23. Kamburoğlu K, Murat S, Kılıç C, Yüksel S, Avsever H, Farman A, et al. Accuracy of CBCT images in the assessment of buccal marginal alveolar peri-implant defects: effect of field of view. *Dentomaxillofac Radiol* 2014; 43: 20130332. doi: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20130332>
24. 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: 20120245. doi: <https://doi.org/10.1259/dmfr.20120245>

3. Conclusão

A partir dos resultados obtidos, pode-se concluir que o implante de zircônia produz uma maior quantidade de artefatos, acarretando na redução da qualidade da imagem. Embora o efeito dos artefatos seja mais expressivo nas regiões próximas ao material gerador e perpendicular ao longo eixo do corpo da mandíbula, dependendo do material e do aparelho de TCFC, ele pode se manifestar até 3,5 cm do material de alto número atômico.

REFERÊNCIAS*

1. Albrektsson T. Hard tissue implant interface. *Aust Dent J.* 2008;53: S34-8.
2. Angelopoulos C, Thomas S, Hechler S, Parissis N, Hlavacek M. Comparison between digital panoramic radiography and cone-beam computed tomography for the identification of the mandibular canal as part of presurgical dental implant assessment. *J Oral Maxillofac Surg* 2008; 66: 2130-2135.
3. Balshi TJ, Wolfinger GJ, Stein BE, Balshi SFA. Long-term Retrospective Analysis of Survival Rates of Implants in the Mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015; 30(6):13481354.
4. Bechara B, McMahan CA, Moore WS, Noujeim M, Geha H. Contrast-to-noise ratio with different large volumes in a conebeam computerized tomography machine: An in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2012; 114: 658–65. doi: <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2012.08.436>
5. Beledelli R, Souza PHC. O que são e como se formam os artefatos nas imagens da tomografia computadorizada de feixe cônico. *Rev ABRO* 2012 jan/ jun;13(1):2-15
6. 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 Impl Res.* 2013;24:378-383.
7. Branemark PI. Introduction to osseointegration. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence; 1985. p. 11-76
8. Harris D, Horner K, Grondahl K, Jacobs R, Helmrot E, Benic GI, et al. Guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association of Osseointegration at the Medical University of Warsaw. *Clin Oral Impl Res.* 2012; 23(11): 1243-1253.
9. Jaju PP, Jaju SP. Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA. *Imaging Science in Dentistry.* 2015;45(4):263-265. doi:10.5624/isd.2015.45.4.263.
10. Jung RE, Fenner N, Hämmerle CHF, Zitzmann NU. Long-term outcome of implants placed with guided bone regeneration (GBR) using resorbable and non-resorbable membranes after 12-14 years. *Clinical Oral Implants Research*, v. 24, n. 10, p. 1065–1073, 2013.
11. Hochscheidt CJ, Shimizu R, Andrighetto AR, Leme P, Salgado CV, Volz KU. Implantes cerâmicos – evidências científicas para o seu uso. *Full Dent. Sci.* 2014; 5(20):535-545.
12. Klinge B, Flemming TF. Tissue augmentation and esthetics (working group 2). *Clinical Oral Implants Research.* 2009; 20(4): 166-170.

* 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.

13. Kohal RJ, Patzelt SBM, Butz F, Sahlin H. One-piece zirconia oral implants: one-year results from a prospective case series. 2. Three-unit fixed dental prosthesis (FDP) reconstruction. *J Clin Periodontol*. 2013; 40: 553-562.
14. Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H, et al. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin Oral Impl Res*. 2013;24:94-99.
15. Ruprecht A. Oral and maxillofacial radiology: then and now. *J Am Dent Assoc* 2008 Jun;139 Suppl(5S-6S).
16. Sancho-Puchades M, Hammerle CHF, Benic GI. In vitro assessment of artifacts induced by titanium, titanium-zirconium and zirconium dioxide implants in cone-beam computed tomography. *Clin Oral Impl Res*. 2015;26:1222-1228.
17. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 2006 Feb;72(1):75-80.
18. Schavit I e Juodzbalys G. Inferior Alveolar nerve injuries following implante placement – importance of early diagnosis and treatment: a systematic review. *J Oral Maxillofac Res* 2014; 29(4):e2.
19. Schulze, R.K., Berndt, D. & d'Hoedt, B. (2010). On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clinical Oral Implants Research* 21: 100–107.
20. Schulze R, Heil U, Grob D, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol*. 2011;40:265-273.
21. Silva NRFA, Sailer I, Zhang Y, et al. Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials*. 2010;3:863-896.
22. Sousa MA, Takamori ER, Lenharo A. Influência dos principais fatores de risco no sucesso de implantes osseointegrados. *Innov implant J Biomater Esthet*. 2009; 4(1): 46-51.
23. Tyndall DA, Price JB, Tetradis S, Ganz SD, Hildebolt C, Scarfe WC. Position statement of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2012;113:817-826.
24. Vasconcelos TV, Bechara BB, McMahan CA, de 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*. 2016;123(2):265-272. doi:10.1016/j.oooo.2016.10.

APÊNDICE

1. METODOLOGIA DETALHADA

1.1. Aspectos Éticos

O presente estudo foi realizado após a apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas – FOP/UNICAMP – Número do Parecer: 2.158.179, conforme consta no certificado de aprovação (Anexo 2).

1.2. Preparo da Amostra

Para a realização do estudo, foram utilizadas duas mandíbulas humanas maceradas. Uma das mandíbulas foi utilizada para a aquisição das imagens no equipamento Picasso Trio e faz parte do biobanco da área de Radiologia Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba. A outra mandíbula foi utilizada para a aquisição das imagens nos equipamentos ProMax 3D e 3D Accuitomo 80 e foi cedida pela divisão de Radiologia Oral da University of Texas Health Science Cental at San Antonio. Foram utilizadas duas mandíbulas humanas pelo fato de parte das aquisições das imagens terem sido realizadas em uma instituição do exterior e, por motivos éticos, optou-se por não transitar com material biológico entre os países. As mandíbulas selecionadas encontravam-se parcialmente edêntulas e foram eleitas de forma aleatória em relação ao gênero e a idade.

Para ambas mandíbulas, foi selecionada a região posterior do lado direito para a inserção dos implantes dentários. Em momentos diferentes, foram instalados dois tipos de implantes na região do dente 46 (Figura 1): um implante de titânio (Titamax, Neodent, Brazil) e outro de óxido de zircônia (Z-Look3, Z-systems, Switzerland), ambos com a mesma dimensão (4 mm x 11 mm).

Figura 1 – Implantes dentários utilizados para aquisição das imagens. A - Implante de titânio (Titamax, Neodent, Brazil). B - Implante de óxido de zircônia (Z-Look3, Z-systems, Switzerland).



(Imagens fornecidas pelos fabricantes dos implantes)

Na mesma região, foi fixado um bloco de material epóxi-resinoso substituto de tecido ósseo (ERB) na cortical vestibular com o auxílio de cera de utilidade. O bloco foi posicionado na altura referente à metade da altura do implante dentário, com o objetivo de padronizar a seleção das imagens axiais a serem avaliadas. Adicionalmente, foi fixado um bloco de material epóxi-resino substituto de tecido ósseo (ERBS) na cortical vestibular da região anterior da mandíbula para servir de área controle na análise das imagens.

Cada mandíbula foi fixada em um container cilíndrico de plástico (16 cm de diâmetro), por meio de um material de moldagem de alta precisão adaptado às regiões anterior e de corpo mandibular bilateralmente, o que possibilitou a padronização da posição mandibular durante as aquisições das imagens (Figura 1).

Após a fixação das mandíbulas, o interior do container foi preenchido com água, objetivando a simulação da atenuação do feixe de raios X pelos tecidos moles, simulando uma situação in vivo (Vasconcelos et al., 2017).

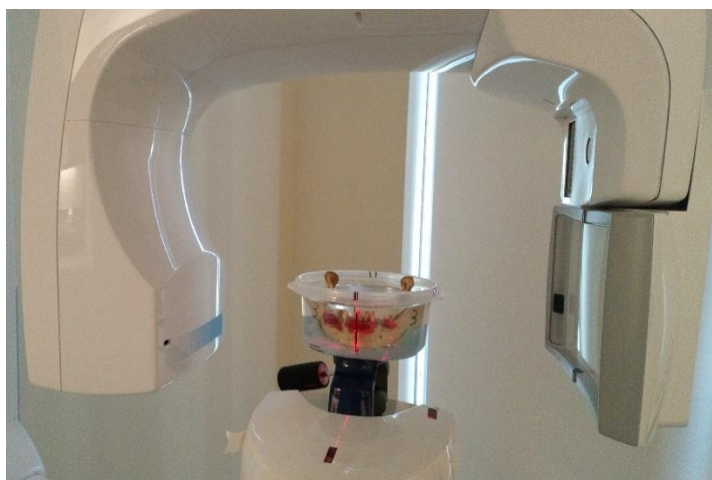
Figura 2 – Vista superior do phantom: mandíbula humana posicionada no interior do container de plástico e fixada com auxílio de um material de moldagem de alta precisão, e implante de zircônia posicionado na região do dente 46.



1.3. Aquisição das imagens

Após o preparo dos phantoms, as mandíbulas foram escaneadas em três aparelhos de TCFC: Picasso Trio 3D (Vatech, Hwaseong, South Korea), ProMax 3D (Planmeca Oy, Helsinki, Finland) e 3D Accuitomo 80 (Morita, Kyoto, Japan). As aquisições das imagens foram realizadas com os phantoms posicionados nas plataformas fornecida pelos aparelhos, de forma centralizada ao FOV (Figura 2).

Figura 3- Phantom posicionado na plataforma do equipamento ProMax 3D.



Foram adquiridas imagens antes e após a inserção de cada tipo de implante para que fosse possível comparar os valores adquiridos nas imagens com artefatos com os valores das mesmas imagens sem a formação de artefatos pelo implante (antes da inserção do implante – Grupo controle). Dessa forma, foram obtidos 3 grupos experimentais: grupo de imagens sem implante (Grupo Controle), grupo de imagens contendo o implante de titânio (Grupo Titânio) e grupo de imagens contendo o implante de zircônia (Grupo Zircônia).

O posicionamento dos phantoms nos aparelhos durante a aquisição das imagens foi padronizada com o auxílio das luzes de orientação presentes nos equipamentos estudados. O Plano Sagital Mediano da mandíbula se encontrava perpendicular ao plano horizontal, coincidente com a luz de orientação do aparelho, reproduzindo o correto posicionamento do paciente, e o plano oclusal paralelo ao plano horizontal. Além disso, foram seguidas as demais guias de orientação para que a mandíbula permanecesse centralizada no FOV (Figura 3).

Figura 4 - Mandíbula e container plástico alinhados com a luz de orientação do Plano Sagital Mediano.



As imagens foram adquiridas utilizando os mesmos parâmetros de aquisição: 80 kVp, 5mA e tamanho do voxel de 0,2 mm. Para os aparelhos Picasso Trio e ProMax, foi utilizado o mesmo tamanho de FOV (8 x 5 cm). As imagens adquiridas no equipamento

Accuitomo foram obtidas com o FOV de 8 x 8 cm. Foram selecionados os tamanhos de FOVs adequados para abranger toda a mandíbula, mas seguindo os protocolos disponíveis para cada equipamento. Todas as aquisições foram repetidas três vezes. Dessa forma, foram totalizados 27 escaneamentos de TCFC (3 grupos experimentais x 3 aparelhos de TCFC x 3 repetições), conforme é possível observar no Quadro 1.

Quadro 1 – Escaneamentos de TCFC realizados no estudo de acordo com os grupos experimentais e os aparelhos utilizados.

Número do Escaneamento	Grupo Experimental	Aparelho de TCFC
1	Controle	Picasso Trio
2	Controle	Picasso Trio
3	Controle	Picasso Trio
4	Zircônia	Picasso Trio
5	Zircônia	Picasso Trio
6	Zircônia	Picasso Trio
7	Titânio	Picasso Trio
8	Titânio	Picasso Trio
9	Titânio	Picasso Trio
10	Controle	ProMax 3D
11	Controle	ProMax 3D
12	Controle	ProMax 3D
13	Zircônia	ProMax 3D
14	Zircônia	ProMax 3D
15	Zircônia	ProMax 3D
16	Titânio	ProMax 3D
17	Titânio	ProMax 3D
18	Titânio	ProMax 3D
19	Controle	3D Accuitomo 80
20	Controle	3D Accuitomo 80
21	Controle	3D Accuitomo 80
22	Zircônia	3D Accuitomo 80
23	Zircônia	3D Accuitomo 80
24	Zircônia	3D Accuitomo 80
25	Titânio	3D Accuitomo 80
26	Titânio	3D Accuitomo 80
27	Titânio	3D Accuitomo 80

1.4. Análise das imagens

As imagens foram avaliadas utilizando um monitor LCD de 24,1 polegadas (MDCR-2124, Barco, Kortrijk, Belgium) com uma resolução de 1920 × 1200 pixels em um ambiente tranquilo, com baixa iluminação.

Para cada volume adquirido, foi selecionada uma reconstrução axial para ser realizada a avaliação da qualidade da imagem, por um radiologista odontológico previamente treinado. Individualmente, as imagens axiais selecionadas foram exportadas para o software ImageJ (National Institutes of Health, USA), para que assim fosse possível realizar a avaliação dos histogramas das regiões de interesse determinadas.

1.4.1. Seleção das reconstruções axiais

A seleção das reconstruções axiais a serem avaliadas foi feita nos softwares de visualização de imagens dos próprios tomógrafos (Picasso Trio - Ez3D, Vatech, Hwaseong, Coreia do Sul; ProMax 3D – Planmeca Romexis 3.0.1 R, Planmeca Oy, Helsinki, Finland; Accuitomo 80 – i-Dexel 2.0, Morita, Kyoto, Japan. Objetivando a padronização da seleção das imagens, foi selecionada a primeira reconstrução axial na qual era possível visualizar a porção superior do bloco de ERB. Para confirmar a correta seleção das imagens, por meio do plano coronal, foi feita a mensuração da altura entre a porção apical do implante e a linha de referência do plano axial determinada. Para todas as imagens selecionadas, essa medida linear era equivalente a 5,5 mm (Terço médio do implante) nas imagens dos Grupos Titânio e Zircônia. A presença do bloco de ERB foi de grande importância na obtenção padronizada da mesma imagem axial nos exames adquiridos sem implante dentário. Após essa seleção, cada imagem axial foi salva e exportada para o programa ImageJ, sob uma escala de 8-bits.

1.4.2. – Seleção das regiões de interesse (ROIs)

No software Image J, em uma das imagens selecionadas, primeiramente, foram desenhados três semicírculos com diferentes tamanhos de raios (1,5 cm; 2,5 cm; 3,5 cm; respectivamente) em torno da região do implante, na porção interna da mandíbula, e os seguintes planos de referência foram determinados: uma linha passando pelo longo eixo

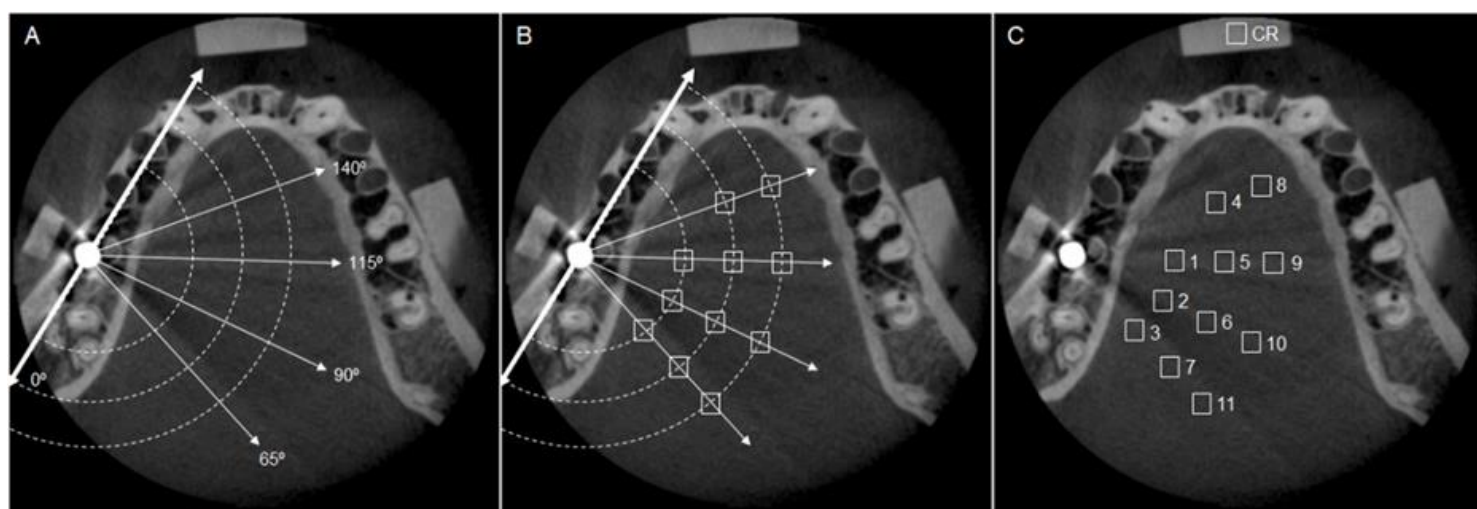
da mandíbula e pelo centro da região do implante; outra linha perpendicular à primeira. Após isso, levando em consideração a linha previamente determinada, foram traçadas três linhas adicionais: duas linhas anteriores e uma posterior. Dessa forma, as linhas foram distribuídas, simetricamente, nos ângulos de 65°, 90°, 115° e 140° em relação ao longo eixo do corpo mandibular (Figura 4a). A escolha das angulações foi feita considerando as regiões que apresentavam, visualmente, a maior expressividade dos artefatos nos volumes adquiridos.

Após isso, regiões de interesse com formato quadrangular foram determinadas nas áreas interseção das linhas com os semicírculos, totalizando 11 ROIs de mesmo tamanho (2,8 cm x 2,8 cm) (Figura 4b). Posteriormente, foi ativada a função cálculo do histograma para a obtenção da média e do desvio padrão (DP) dos tons de cinza de cada uma das ROIs. Para a padronização das posições das regiões a serem avaliadas nas reconstruções axiais selecionadas, foi utilizada a função macro do software ImageJ. Dessa forma, três macros diferentes, seguindo o mesmo padrão de referência, foram gravadas: uma para cada conjunto de imagens de cada aparelho de TCFC. As macros criadas foram aplicadas de modo que as posições das ROIs não sofressem alterações e, conseqüentemente, as análises dos histogramas fossem realizadas nas mesmas regiões.

Subseqüentemente, uma ROI adicional com o mesmo tamanho das anteriores foi determinada no bloco ERBS (Figura 4c) e serviu como uma área de controle para permitir o cálculo da relação contraste-ruído (CNR), de acordo com a seguinte fórmula (Bechara et al., 2012):

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

Figura 4 - Determinação das regiões de interesse (ROIs). A. Determinação de três semicírculos, na região interna da mandíbula, com raios de tamanhos 1,5 cm, 2,5 cm, 3,5 cm. Após isso, foram determinadas duas linhas de referência: uma passando pelo longo eixo do corpo da mandíbula do lado direito e pelo centro do implante dentário e outra perpendicular a essa primeira. Após isso, foram determinadas três linhas adicionais nos ângulos 65°, 115° e 140° em relação à linha perpendicular ao longo eixo da mandíbula (90°). B. Determinação de 11 ROIs quadradas, de mesmo tamanho, nas áreas de interseção dos semicírculos com as linhas. C. Localização final das ROIs e localização da ROI controle (CR) posicionada no bloco de material epóxi-resino substituto de tecido ósseo (ERBS).



1.5. Análise Estatística

As análises foram realizadas utilizando o software SPSS Versão 24.0 (IBM Corp., Armonk, NY, EUA), adotando como valor significativo de $p < 0,05$.

Os valores de DP e CNR foram comparados pela análise de variância (ANOVA Two-Way) com teste post-hoc de Tukey, para testar os efeitos da região e dos implantes. A ANOVA foi conduzida de forma independente para cada aparelho de TCFC. Logo, seus resultados não foram comparados entre si. A hipótese nula foi que as regiões ou a presença dos implantes dentários não influenciariam os valores de DP e/ou da CNR.

ANEXOS

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

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**:

- 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.
- 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**.
- 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).
- 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 PasconVice 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

Rocharles

RELATÓRIO DE ORIGINALIDADE

5%	4%	4%	%
ÍNDICE DE SEMELHANÇA	FONTES DA INTERNET	PUBLICAÇÕES	DOCUMENTOS DOS ALUNOS

FONTES PRIMÁRIAS

1	repositorio.ufjf.br Fonte da Internet	1%
2	Rocharles C Fontenele, Eduarda HL Nascimento, Taruska V Vasconcelos, Marcel Noujeim, Deborah Q Freitas. "Magnitude of cone beam computed tomography image artifacts related to zirconium and titanium implants: impact on image quality", Dentomaxillofacial Radiology, 2018 Publicação	1%
3	www.repositorio.ufc.br Fonte da Internet	1%
4	www.soulmatedog.de Fonte da Internet	1%
5	www.bdtd.ufscar.br Fonte da Internet	1%
6	docplayer.com.br Fonte da Internet	<1%

7

www.oalib.com

Fonte da Internet

<1%

8

Carrascoza, Karina Camillo, Rosana de Fátima Possobon, Anderson Luis Costa-Júnior, and Antônio Bento Alves de Moraes. "Aleitamento materno em crianças até os seis meses de vida: percepção das mães", *Physis Revista de Saúde Coletiva*, 2011.

Publicação

<1%

Excluir citações

Em

Excluir

Desligado

Excluir bibliografia

Em

correspondências

ANEXO 4 – LINKS DO CURRÍCULO LATTES E DO ORCID

1. Currículo Lattes:

- <http://lattes.cnpq.br/1486117313918199>

2. ORCID:

- <https://orcid.org/0000-0002-6426-9768>