



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

ALINE DE PAULA FERREIRA CAETANO  
NAIRANA CRISTINA DA SILVA BASTOS

ARTEFATOS CAUSADOS PELO FENÔMENO *BEAM*  
*HARDENING* EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE  
FEIXE CÔNICO:  
IMPACTO NO DIAGNÓSTICO POR IMAGEM

Piracicaba  
2016

ALINE DE PAULA FERREIRA CAETANO  
NAIRANA CRISTINA DA SILVA BASTOS

ARTEFATOS CAUSADOS PELO FENÔMENO *BEAM*  
*HARDENING* EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE  
FEIXE CÔNICO:  
IMPACTO NO DIAGNÓSTICO POR IMAGEM

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de especialista em Radiologia Odontológica e Imaginologia.

Orientadora: Profa. Dra. Solange Maria de Almeida Bóscolo

Coorientadora: Dra. Karla de Faria Vasconcelos

Este exemplar corresponde à versão final do trabalho de conclusão de curso apresentado pelas alunas Aline de Paula Ferreira Caetano e Nairana Cristina da Silva Bastos, e orientado pela Profa. Dra. Solange Maria de Almeida Bóscolo.

Piracicaba

2016

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

F413a Ferreira-Caetano, Aline de Paula, 1988-  
Artefatos causados pelo fenômeno *beam hardening* em tomografia  
computadorizada de feixe cônico : impacto no diagnóstico por imagem / Aline  
de Paula Ferreira Caetano, Nairana Cristina da Silva Bastos. – Piracicaba, SP :  
[s.n.], 2016.

Orientador: Solange Maria de Almeida Bóscolo.

Coorientador: Karla de Faria Vasconcelos.

Trabalho de Conclusão de Curso (especialização) – Universidade Estadual de  
Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Tomografia computadorizada de feixe cônico. 2. Artefatos. 3. Diagnóstico. I.  
Bastos, Nairana Cristina da Silva, 1986-. II. Almeida, Solange Maria de, 1959-. III.  
Vasconcelos, Karla de Faria, 1983-. IV. Universidade Estadual de Campinas.  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba. V. Título.

Informações adicionais, complementares

**Palavras-chave em inglês:**

Cone-beam computed tomography

Artifacts

Diagnosis

**Área de concentração:** Radiologia Odontológica e Imaginologia

**Titulação:** Especialista

**Banca examinadora:**

Danieli Moura Brasil

Thiago de Oliveira Gamba

Carolina Vieira Valadares e Souza

**Data de entrega do trabalho definitivo:** 30-11-2016

## DEDICATÓRIA

Dedicamos, com carinho, este trabalho que representa a conclusão de uma etapa e início de um ciclo promissor em nossas vidas:

Aos nossos queridos pais (**Daniel** e **Rita** – pais de Aline; **Deuler** e **Oscarlina** – pais de Nairana), que tanto torceram e nos apoiaram, dando incentivos e exemplos de força de vontade e superação para que pudéssemos continuar em busca de nossos objetivos de vida. Obrigada pelo amor e por nunca medirem esforços para nos verem felizes e realizadas;

Às nossas irmãs (**Naiara** e **Marina** – irmãs de Aline; **Luciana** e **Jaqueline** – irmãs de Nairana), que sempre se mostraram amigas e receptivas para o que precisássemos durante essa fase e todas as outras que já vivemos. Vocês foram (e são) fundamentais em nossa formação. Obrigada por cada contribuição que deram para sermos o que somos hoje;

Ao cunhado **Mauro** (cunhado de Aline), que me deu suporte, amizade e incentivo;

Aos nossos queridos sobrinhos (**Milena** e **Mauro Antonio** – sobrinhos de Aline; **Vitor**, **Eduardo** e **Gabriela** – sobrinhos de Nairana), que com ternura, inocência e alegria nos motivam a ver sempre o lado bom da vida;

Aos nossos amados maridos (**Daniel** – marido de Aline; **Claudio** – marido de Nairana), que torceram e lutaram conosco, incentivaram e se abdicaram de preciosos momentos juntos para que pudéssemos concluir nossa formação profissional. Obrigada por todo o apoio e compreensão.

## AGRADECIMENTOS

A **Deus**, que nos permitiu com saúde e energia enfrentar cada viagem em busca de novos conhecimentos, não nos deixando desanimar frente às dificuldades que tivemos durante o curso.

Aos nossos **amigos e familiares** que sempre nos apoiaram e torceram para que nos realizássemos profissionalmente dentro da Odontologia.

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba**, da Universidade Estadual de Campinas, pela disponibilidade do curso, do corpo docente e das instalações físicas que nos proporcionaram uma formação íntegra.

Aos **professores**, efetivos e convidados, que nos nortearam com seus conhecimentos e experiências únicas e, ao mesmo tempo, imprescindíveis para a construção de nossa formação como especialistas.

À nossa co-orientadora **Karla de Faria Vasconcelos**, pela disposição e boa vontade em nos orientar, mesmo à distância; pela clareza ao ensinar e sanar dúvidas, pela compreensão e, sobretudo, paciência que teve em cada etapa da elaboração deste trabalho.

À **equipe CDO – Centro de Diagnóstico Odontológico**, pela compreensão e trabalho dobrado que tiveram durante nossas ausências mensais e pelas imagens gentilmente cedidas para que pudéssemos ilustrar nosso trabalho.

## RESUMO

Desde o final da década de 90, foi observado um avanço no diagnóstico em Odontologia devido à utilização da Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC). Entretanto, tal modalidade apresenta limitações que podem comprometer o correto diagnóstico. Uma delas consiste na presença de artefatos gerados por inúmeros fatores, no qual pode-se destacar o fenômeno *beam hardening* (endurecimento do feixe). O presente estudo foi realizado com o objetivo de abordar o impacto dos artefatos causados por esse fenômeno em TCFC no diagnóstico por imagem em Endodontia e Implantodontia. Foi realizada revisão de literatura com artigos completos publicados entre os anos 2010 e 2016, que apresentassem pelo menos um dos descritores: tomografia computadorizada de feixe cônico, artefatos, endurecimento do feixe, endodontia, diagnóstico e implantes. Os resultados mostraram redução na acurácia do diagnóstico por imagem quando há presença de materiais de alta densidade no volume escaneado, podendo dificultar ou até mesmo inviabilizar o diagnóstico, principalmente em casos em que se deseja diagnosticar fraturas radiculares em dentes tratados endodonticamente e/ou reabilitados com pinos metálicos intracanaís e também na presença de implantes dentários para preservação e avaliação da região peri-implantar. Entretanto, há esforços no desenvolvimento de ferramentas capazes de reduzir os artefatos, tentando minimizar os fenômenos causados por esses materiais. Em suma, a literatura revela que a TCFC, apesar de ser uma excelente modalidade de exame por imagem, que elimina inúmeras desvantagens das técnicas bidimensionais, também apresenta suas limitações e ainda há necessidade de mais pesquisas para elaborar algoritmos capazes de minimizar ou eliminar tais limitações.

**Palavras-chave:** tomografia computadorizada de feixe cônico, artefatos, diagnóstico.

## ABSTRACT

Since the late 1990s, an advance in oral diagnosis has been observed due to the use of Cone-Beam Computed Tomography (CBCT). However, this modality presents limitations that may compromise the diagnosis. One of these limitations is the occurrence of artifacts generated by several factors, among which the beam hardening phenomenon can be highlighted. The present study was carried out with the objective of approaching the impact of the artifacts caused by this phenomenon on CBCT in imaging diagnosis in Endodontics and Implantology. A literature review was conducted based on unabridged articles published in the years between 2010 and 2016 which presented at least one of the descriptors: cone-beam computed tomography, artifacts, beam hardening, endodontics, diagnosis and implants. The results showed a reduction in the accuracy of the imaging diagnosis when high density materials are present in the scanned volume. It may hamper the diagnosis or even make it impossible to attain, especially in cases with root fractures in teeth treated endodontically and or rehabilitated with intracanal metallic pins, and in the presence of dental implants for monitoring and evaluation of the peri-implant region. Nevertheless, there are efforts in the development of tools capable of reducing the artifacts to minimize the phenomena caused by these materials. In short, the literature reveals that the CBCT, despite being an excellent modality of imaging which eliminates several drawbacks of two-dimensional techniques, also presents its limitations and still needs more research on algorithms capable of minimizing or eliminating such restrictions.

**Key words:** Cone-beam computed tomography, artifacts, diagnosis.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Representação na imagem do efeito <i>cupping</i> . Variação dos tons de cinza na imagem de um objeto de densidade única	13
Figura 2 – Representação gráfica do <i>cupping artifact</i>	13
Figura 3 – Reconstruções sagitais evidenciando <i>hypodense halo</i> ou <i>dark bands</i> adjacentes a pino metálico e a implante dentário	14
Figura 4 – Reconstruções axiais evidenciando <i>dark streaks</i> provenientes de pino metálico e de implante dentário	14
Figura 5 – Reconstruções axiais evidenciando <i>photon starvation</i> ( <i>hypodense streaks</i> e <i>hyperdense streaks</i> ) provenientes de pinos metálicos e de restaurações metálicas	15

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D – Bidimensional

3D – Tridimensional

FOV – *Field of view*

FR – Fratura radicular

FRA – Ferramenta de redução de artefato

FRH – Fratura radicular horizontal

FRV – Fratura radicular vertical

kVp – Quilovoltagem

TCFL – Tomografia Computadorizada de Feixe em Leque

TCFC – Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

Z – Número atômico

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 PROPOSIÇÃO	16
3 REVISÃO DA LITERATURA	17
3.1 Impacto do fenômeno <i>beam hardening</i> no diagnóstico em Implantodontia	17
3.2 Impacto do fenômeno <i>beam hardening</i> no diagnóstico em Endodontia	19
3.3 Ferramenta de redução de artefato	22
4 DISCUSSÃO	24
5 CONCLUSÃO	27
REFERÊNCIAS	28

## 1 INTRODUÇÃO

A descoberta da radiação X por Wilhelm Conrad Röntgen em 1895 revolucionou a prática da Medicina e da Odontologia (White e Pharoah, 2015). Esta descoberta passou por uma evolução ao longo dos anos que consistiu no advento de aparelhos que permitem a obtenção de imagens tridimensionais (3D), como a Tomografia Computadorizada de Feixe em Leque (TCFL) criada em 1972 por Godfrey Newbold Hounsfield e Allan McLeod Cormack e ainda, no final da década de 90 o advento da Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) por Arai, Mozzo e colaboradores, o que trouxe um avanço considerável na qualidade do diagnóstico por imagem na Odontologia.

As imagens 3D eliminam a distorção e ampliação, em oposição às técnicas bidimensionais (2D), e se destacam por eliminar a superposição das estruturas supra e subjacentes ao plano ou região de interesse. As reconstruções podem ser adquiridas em diferentes planos: axial, sagital e coronal.

Em comparação com a TCFL, a TCFC permite a visualização volumétrica de estruturas ósseas maxilofaciais utilizando equipamentos de menores custos e dimensões, dose relativamente baixa de radiação para o paciente, rápida aquisição, análise interativa por meio de *softwares* com funções específicas para cada área e alta resolução espacial para pequenas estruturas.

Embora apresentem tais vantagens, os exames de TCFC devem ser realizados com responsabilidade a fim de proteger o paciente de exposições desnecessárias, seguindo o princípio de ALARA (a exposição deve ser tão baixa quanto razoavelmente possível). Desta forma, a Academia Europeia elaborou o SEDENTEX, que visa fornecer diretrizes baseadas em evidências para orientar os profissionais envolvidos direta e indiretamente na solicitação e execução desta nova modalidade de exame por imagem (indicações e proteção).

A TCFC apresenta uma grande aplicação/contribuição nas especialidades odontológicas, dentre elas a Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo Facial, Implantodontia, Ortodontia, Endodontia, Periodontia e Semiologia. Em contrapartida, é uma modalidade de imagem que, assim como as demais, apresenta suas desvantagens. Dentre elas, podemos citar limitações relacionadas à qualidade da imagem, muitas vezes degradada com o aparecimento de artefatos.

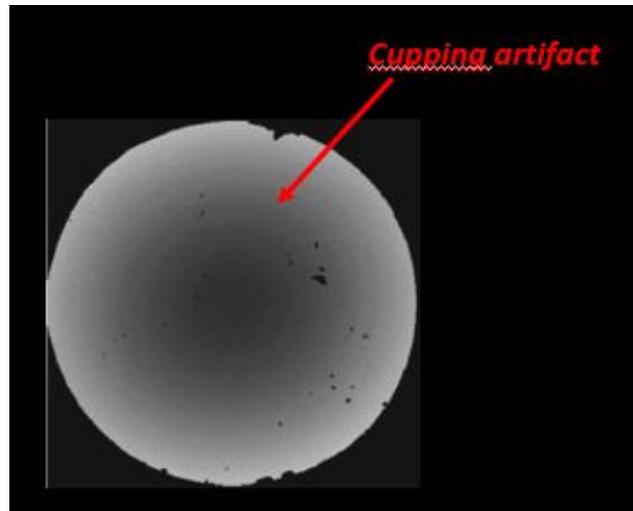
Artefato é tudo aquilo que aparece na imagem final mas que não faz parte do objeto real escaneado (Schulze et al., 2011). A presença dos mesmos podem dificultar ou até mesmo inviabilizar o diagnóstico. Existem diferentes tipos de artefatos, e a literatura científica apresenta causas e nomenclaturas distintas para os mesmos. Os artefatos podem ter sua origem relacionada a diversos fatores. Dentre eles podemos citar: o *scatter radiation* (fenômeno de dispersão dos fótons), o *partial volume effect* (efeito de volume parcial), o fenômeno *beam hardening* (endurecimento do feixe). Também podem ter sua natureza relacionada à calibração do aparelho, danos no sensor e até mesmo por movimentos do paciente.

A presente pesquisa será desenvolvida focando-se nos artefatos gerados pelo fenômeno *beam hardening*. Este é considerado uma das principais causas de artefatos em TCFC e está diretamente relacionada à natureza policromática da fonte, ou seja, a mesma apresenta diferentes níveis energéticos, sendo os fótons de baixa energia absorvidos por elementos de elevada densidade provocando o endurecimento do feixe de raios X (aumento da energia média do feixe que atravessou o objeto).

O *beam hardening* é a fonte mais comum de artefatos e resulta em diferentes padrões tais como: *cupping artifacts* (artefato de escavação), *hypodense halo* (halo hipodenso) ou *dark bands* e *dark streaks* (estrias escuras). Existe, ainda, um outro padrão de artefato cuja origem e expressão na imagem se assemelha aos artefatos provenientes do *beam hardening*, o *photon starvation* (artefato de extinção).

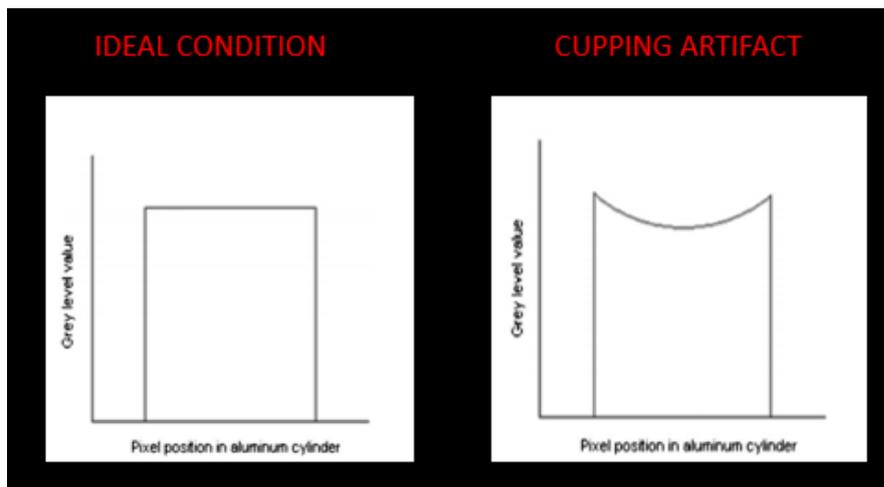
O *cupping artifact* (Figura 1) é observado pela não uniformidade dos tons de cinza no centro do material escaneado, e recebe esse nome devido ao gráfico em forma de taça (*cup*) (Figura 2) resultante da avaliação dos valores de cinza que compõe o objeto, ou seja, o *cupping artifact* oriundo do *beam hardening*, ocorre quando raios X que atravessam o centro de um objeto se tornam mais duros do que os que passam através das bordas devido à grande quantidade de material que o feixe atravessa.

Figura 1 – Representação na imagem do efeito *cupping*. Variação dos tons de cinza na imagem de um objeto de densidade única



Fonte: Qu et al., 2016

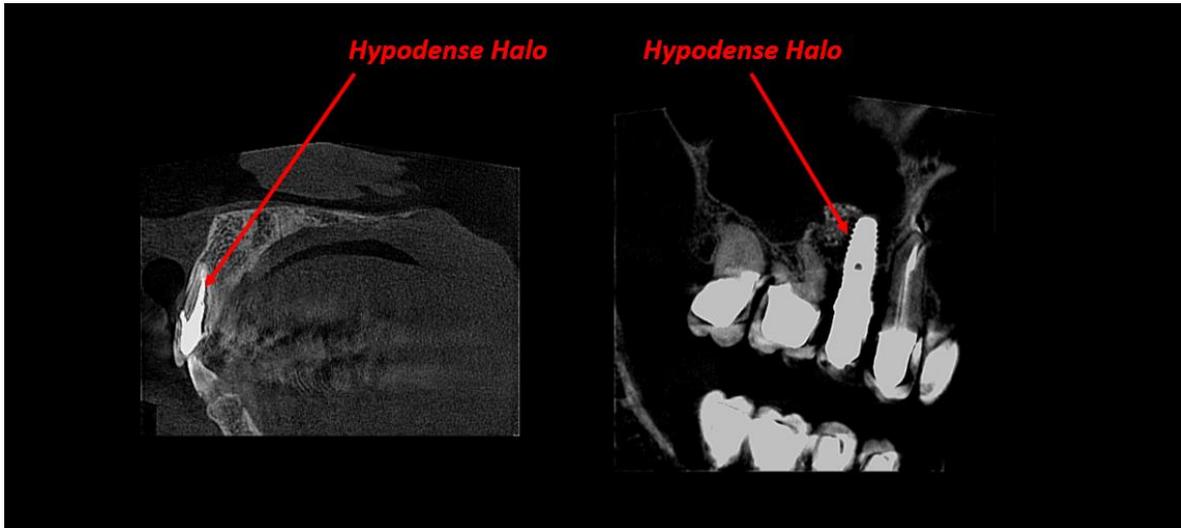
Figura 2 – Representação gráfica do *cupping artifact*



Fonte: Hunter e McDavid, 2012

*Hypodense halo ou dark bands* (Figura 3) é o nome dado à área escura adjacente ao material de alta densidade, comumente observadas em reconstruções sagitais e coronais, causada por dados corrompidos após o feixe de raios X atravessar objetos de elevada densidade. O sinal que será registrado nos pixels do detector será perto de 0 ou até mesmo 0 (Schulze et al., 2011).

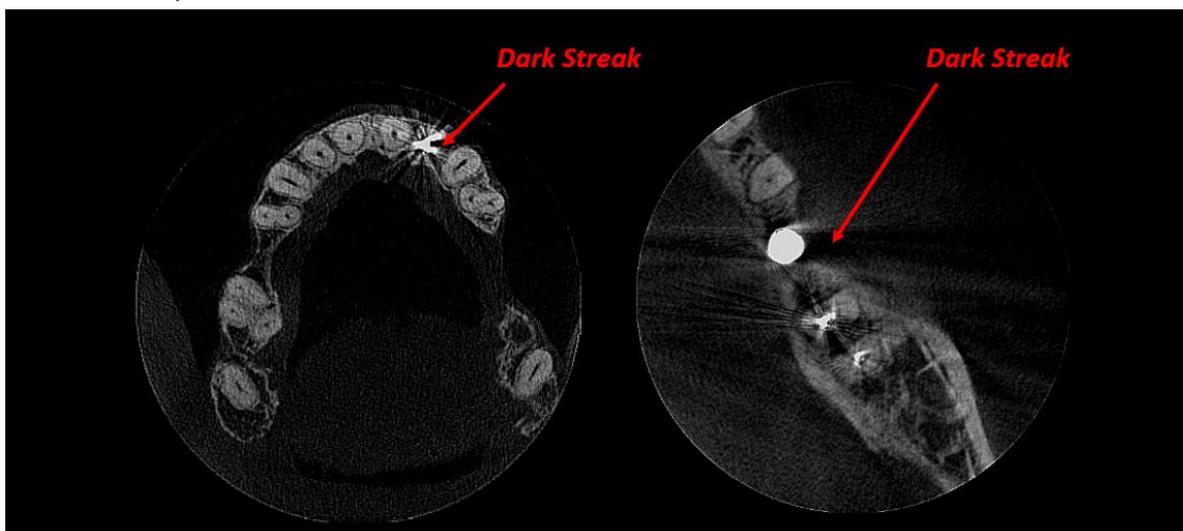
Figura 3 – Reconstruções sagitais evidenciando *hypodense halo* ou *dark bands* adjacentes a pino metálico e a implante dentário



Fonte: imagens obtidas pelo aparelho OP300 Maxio, cedidas pelo Centro de Diagnóstico Odontológico, Goiânia-GO

*Dark streaks* (Figura 4) possuem as mesmas características do *hypodense halo*, sendo melhor visualizadas em reconstruções axiais. Podem ser causadas tanto pelo fenômeno *beam hardening*, quanto pelos fótons que se dispersam após a interação com a matéria (Schulze et al., 2011; Vasconcelos et al., 2015).

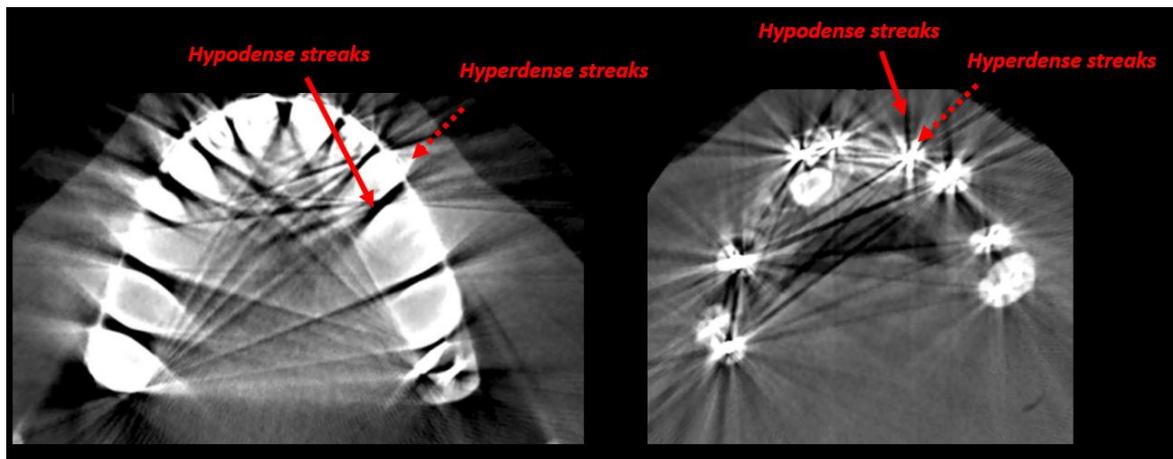
Figura 4 - Reconstruções axiais evidenciando *dark streaks* provenientes de pino metálico e de implante dentário



Fonte: imagens obtidas pelo aparelho OP300 Maxio, cedidas pelo Centro de Diagnóstico Odontológico, Goiânia-GO

*Photon starvation* (Figura 5) ocorre devido à presença de materiais muito densos (coroa de ouro, amálgama, pinos de ouro), resultando em faixas horizontais na imagem, que são expressadas como estrias hipodensas e hiperdensas (Nardi et al., 2015). Geralmente acontece entre dois objetos de alta densidade próximos um ao outro (por exemplo, dois pinos metálicos alinhados), causando ausência de sinal no detector.

Figura 5 - Reconstruções axiais evidenciando *photon starvation* (*hypodense* e *hyperdense streaks*) provenientes de pinos metálicos e de restaurações metálicas



Fonte: imagem adaptada do artigo de Nardi et al., 2015

Nas áreas de Endodontia e Implantodontia, cujos principais materiais (guta-percha, retentores intrarradiculares e implantes dentários) são de alta densidade (elevado número atômico - Z), esses artefatos se fazem presentes nos exames de TCFC e podem limitar o diagnóstico de fraturas radiculares (FR), reabsorções radiculares externas e avaliação da osseointegração e preservação de implantes dentários.

## 2 PROPOSIÇÃO

A proposta deste trabalho foi abordar, por meio de uma revisão de literatura, o impacto dos artefatos causados pelo fenômeno *beam hardening* em TCFC no diagnóstico por imagem na Endodontia e Implantodontia, a fim de esclarecer as limitações desta modalidade.

### 3 REVISÃO DA LITERATURA

#### 3.1 Impacto do fenômeno *beam hardening* no diagnóstico em Implantodontia

Foram encontrados na literatura estudos que analisaram imagens de TCFC de regiões reabilitadas com implantes dentários e consequente produção de artefatos provenientes destes materiais metálicos – (fenômeno *beam hardening*). No estudo de Pauwels et al. (2013) um *phantom* de polimetilmetacrilato contendo hastes de titânio e chumbo, escaneado em treze aparelhos de TCFC e um aparelho de TCFL, os autores avaliaram a relação de diferentes protocolos de exposição na geração de artefatos. Nenhuma melhoria dos artefatos gerados por metal foi observada para os protocolos de altas doses, embora alguns dispositivos mostraram redução de artefato em grandes campos de visão – *Field of View* (FOV) ou protocolos de exposição elevada. Regiões vizinhas às hastes de metal foram moderadamente ou gravemente afetadas, principalmente entre elas. Concluiu-se que o usuário de TCFC tem possibilidades limitadas para reduzir artefatos.

Já no estudo de Sancho-Puchades et al. (2015), os autores propuseram avaliar a influência do tipo de material dos implantes na formação de artefatos. Foram comparadas imagens tomográficas de implantes de titânio, titânio-zircônia e de dióxido de zircônia inseridos em mandíbulas para avaliar a quantidade de artefatos produzida pelos diferentes materiais. Concluíram que implantes de dióxido de zircônia produzem mais artefatos que os demais, sendo o triplo de artefatos produzidos em comparação com os implantes de titânio.

Com o objetivo de correlacionar a intensidade de artefatos em imagens de TCFC com diferentes percentuais de material radio-opacificante (BaAlSiO<sub>2</sub>) presentes em implantes de titânio e de zircônia, Kuusisto et al. (2015) utilizaram os equipamentos Planmeca Intra (Planmeca, Helsínquia, Finlândia) e Scanora 3D (Soredex, Tuusula, Finlândia) e concluíram que implantes que continham pelo menos 20% do material radio-opacificante, apresentavam a intensidade dos artefatos aumentada.

Ao avaliarem imagens de implantes dentários instalados nas regiões de caninos, pré-molares e molares, obtidas em dois aparelhos de TCFC, NewTom VG (Newtom, Verona, Itália) e Planmeca Promax 3D (Planmeca, Helsinki, Finland), Esmaeili et al. (2012) não encontraram diferenças estatísticas quanto a presença de

artefatos provenientes do *beam hardening* em ambos os aparelhos. Observaram, porém, uma melhor qualidade de imagem no NewTom VG (QR SRL Company, Verona, Italy), não exibindo tantos artefatos quanto as imagens obtidas pelo Planmeca Promax 3D (Planmeca, Helsinki, Finland). No ano de 2013, o mesmo grupo de pesquisa avaliou o desempenho do NewTom VGI evo (QR SRL Company, Verona, Italy), comparando com aparelho de TCFL - Somatom Sensation 64slice (Siemens, Germany). As imagens dos dois tomógrafos tinham resoluções semelhantes em reconstruções axiais, contudo, em reconstruções coronais, houve diferença significativa na resolução das imagens produzidas por ambos, com um valor de diagnósticos alto para pacientes com restaurações extensas, próteses ou implantes nas imagens produzidas pelo NewTom VGI evo.

No estudo de Ritter et al. (2014) foi avaliada a acurácia de imagens obtidas por TCFC na avaliação óssea peri-implantar comparadas com radiografias convencionais e análise histológica. Foram instalados 26 implantes dentários de titânio em mandíbulas de 12 cães. Após um período de duas a oito semanas os animais foram sacrificados. Blocos dissecados foram preparados e analisados histomorfometricamente. Concluíram que a TCFC forneceu informações úteis sobre a condição óssea em relação às dimensões (espessura e altura) em torno dos implantes. Radiografias convencionais e TCFC apresentaram resultados semelhantes na avaliação do nível ósseo mesial e distal, mas, dentro dos seus limites, a TCFC pode avaliar o osso vestibular e lingual. Os autores afirmaram que a TCFC pode ser útil na avaliação da região peri-implantar, entretanto os artefatos metálicos limitam o diagnóstico da qualidade do osso visualizado.

### 3.2 Impacto do fenômeno *beam hardening* no diagnóstico endodôntico

A Endodontia é uma das áreas da Odontologia que mais utiliza exames por TCFC para diagnóstico, principalmente quando há suspeita de fraturas radiculares verticais e horizontais e reabsorções radiculares. Entretanto, os materiais endodônticos (guta-percha, retentores intrarradiculares e alguns cimentos obturadores) possuem elevada densidade e, conseqüentemente, produzem artefatos provenientes do fenômeno *beam hardening*, que podem dificultar ou até mesmo inviabilizar o diagnóstico por TCFC. Diante disso, Vasconcelos et al. (2015), realizaram um estudo *in-vitro* avaliando os padrões de artefatos associados a dentes pré-molares humanos obturados com gutta-percha. Os dentes foram escaneados sobre as mesmas condições, utilizando quatro aparelhos distintos de TCFC - 3D Accuitomo 170 (J. Morita, Kyoto, Japan), WhiteFox (Acteon group, Milan, Italy), Cranex 3D (Soredex, Tuusula, Finland) e Scanora 3D (Soredex), selecionando protocolos de alta resolução e ainda a ferramenta de redução de artefatos (FRA) disponível apenas no tomógrafo Cranex 3D. Os autores observaram variação significativa no padrão dos artefatos entre os diferentes aparelhos e ainda não observaram melhora significativa na qualidade da imagem com a seleção da FRA.

Melo et al. (2013), avaliaram a detecção de fratura radicular vertical (FRV) em 190 dentes humanos unirradiculares, divididos em três grupos de acordo com a condição endodôntica: um grupo para dentes não obturados, um grupo para dentes preenchidos com gutta-percha e um grupo para dentes obturados e com pino metálico. As fraturas radiculares (FR) foram induzidas experimentalmente e a avaliação para detecção das mesmas foi feita por meio de quatro diferentes *softwares*: Xoran *software* (Xoran CAT™, v. 3.0.34; Xoran Technologies, Ann Arbor, MI), Dolphin (Dolphin Imaging & Management Solutions, v. 11.5; Patterson Dental Supply Inc., St. Paul, MN), KDIS3D (Kodak Dental Imaging Software 3D module, v. 2.1.11; Carestream Health Inc., Rochester, NY) e InVivo *software* (InVivoDental, v. 5.0; Anatomage Inc., San Jose, CA) utilizados em Odontologia. Os dentes foram escaneados utilizando o tomógrafo i-CAT Platinum (Imaging Sciences, Hatfield, PA) com tamanho de *voxel* (menor unidade de volume da imagem tridimensional) de 0,2mm. Em todos os *softwares* a fratura foi detectada de forma igual, concluindo que o diagnóstico de FR independe do *software* e sim, da presença do material intracanal,

sendo o grupo reabilitado com pino metálico o que apresentou menor acurácia no diagnóstico de detecção de FR.

Segundo Bechara et al. (2012), a qualidade da imagem sofre influência de vários fatores tais como: tamanho do FOV, tamanho do *voxel*, contraste, dispersão, qualidade do detector e algoritmos de reconstrução. Baseado nesse entendimento, foram encontrados na literatura alguns estudos que avaliaram a influência desses fatores na qualidade da imagem em TCFC na presença de materiais de elevada densidade.

Neves et al. (2014) avaliaram a influência de artefatos na imagem por TCFC no diagnóstico de FRV em dentes obturados com diferentes materiais intracanaís. Os autores utilizaram uma amostra composta por 30 dentes unirradiculares divididos em 3 grupos (controle, FR completa e FR incompleta). Em cada dente, foram utilizados materiais diferentes (guta-percha, pino metálico e pino de fibra de vidro), e um grupo controle sem nenhum material de preenchimento. Os dentes foram escaneados individualmente utilizando o TCFC 3D Accuitomo (J. Morita, Kyoto, Japan) selecionando 4 protocolos diferentes (de alta resolução, de alta fidelidade, de alta velocidade, e padrão). Constataram que as FR completas foram visualizadas mais facilmente do que as FR incompletas e que a presença de pino metálico e gutapercha influenciou negativamente no diagnóstico de FR.

Em relação à influência da quilovoltagem (kVp) na qualidade da imagem quando na presença de materiais de elevada densidade, Helvacioğlu-Yigit et al. (2016) investigaram a quantidade de artefatos gerados por 4 diferentes materiais intracanaís (amálgama, biodentine, MTA e super-EBA) e testaram a influência de diferentes configurações de exposição (kVp 66, 76, 84 e 96) com e sem a utilização da FRA. Os autores constataram que o amálgama foi o material que gerou maior quantidade de artefatos e que a seleção de 96 kVp para aquisição da imagem associada ao uso da FRA de fato reduziu artefatos na imagem.

O estudo de Ozer (2011), teve como objetivo comparar a precisão do diagnóstico de FRV simuladas por TCFC com diferentes resoluções de *voxel*. Para tal, o autor utilizou 60 dentes, sendo 30 com FR e 30 sem FR. As imagens foram adquiridas utilizando o tomógrafo i-CAT (Imaging Sciences, Hatfield, PA) e selecionando 4 diferentes tamanhos de *voxel* (0,125mm; 0,2mm; 0,3mm; 0,4mm). Concluiu-se que exames tomográficos foram confiáveis na detecção de FR, e um *voxel* de 0,2mm foi o melhor protocolo observado.

Melo et al. (2010), em um estudo *in-vitro* avaliaram a capacidade diagnóstica da TCFC na detecção de FRV com interferência de guta-percha e pino metálico, assim como a influência do tamanho do *voxel*. Para tal uma amostra de 180 dentes unirradiculares tratados endodonticamente e fraturados artificialmente foram divididos em 3 grupos experimentais (*Ae*, *Be* e *Ce*) e 3 grupos controle (*Ac*, *Bc* e *Cc*). Os *Ae* e *Ac* não apresentavam nenhum material obturador, já os grupos *Be* e *Bc* foram preenchidos com cone de guta-percha e *Ce* e *Cc* receberam pino-metálico. Todos os dentes foram escaneados em um aparelho de TCFC i-CAT (Imaging Sciences, Hatfield, PA) com *voxel* 0,3mm e 0,2mm. Concluiu-se que a presença de guta-percha ou pino metálico reduziu a sensibilidade e especificidade em ambas as resoluções, mas sem diferença estatisticamente significativa. Contudo, segundo os autores, TCFC é um método confiável para avaliação da presença de FRV, sendo a resolução do *voxel* de 0,2mm a mais indicada.

Visando conhecer a influência de um tamanho de FOV pequeno na geração de artefatos em imagem por TCFC, Costa et al. (2011), testaram a precisão de um pequeno volume (5x5) adquirido com *voxel* de 0,2mm no aparelho de TCFC PaX Uni3D (Gnatus/Vatech, Suwon, Coreia), na detecção de fratura radicular horizontal (FRH) e em dentes reabilitados com pino metálico. A amostra composta por 40 dentes foi dividida em quatro grupos com base na presença de pinos metálicos e FRH. Três observadores analisaram as amostras quanto à presença e ausência de FRH. Comprovou-se que a utilização de um FOV reduzido mostrou alta acurácia na detecção de FRH na ausência de pino metálico. No entanto, a presença de um pino metálico reduziu significativamente a sensibilidade e especificidade deste exame devido à grande geração de artefatos provenientes do fenômeno *beam hardening*.

### 3.3 Ferramenta de redução de artefato (FRA)

Para minimizar ou evitar artefatos, fabricantes de TCFC incorporaram algoritmos nos sistemas para reduzir a expressão dos mesmos na imagem (Bechara et al. 2013).

Parsa et al. (2014) investigaram se a FRA disponível no *software* do aparelho OP300 (Instrumentarium Dental, Tuusula, Finland) poderia melhorar os valores de cinza em imagens adquiridas de regiões reabilitadas com implantes. Para tal foram instalados implantes em 20 locais potenciais para reabilitação, em cinco mandíbulas humanas secas. Cada mandíbula foi escaneada e as imagens foram divididas de acordo com três condições: locais de implantes perfurados e sem implantes; implantes inseridos sem aplicação de FRA e implantes inseridos com aplicação de FRA. A ferramenta disponível no *software* não corrigiu de forma significativa os valores de cinza afetados pelo metal.

Kamburoğlu et al. (2013) investigaram a acurácia da TCFC em imagens obtidas com e sem uso da ferramenta de redução de artefato na detecção de defeitos periodontais e peri-implantares. Uma amostra composta por 42 implantes inseridos em mandíbulas desdentadas, e 38 dentes presentes em mandíbulas secas foi utilizada. Simularam defeitos peri-implantares (n=22) e defeitos periodontais (n=22). Vinte implantes e dezoito dentes sem defeitos compuseram o grupo controle. Imagens das mandíbulas foram obtidas utilizando o tomógrafo Planmeca 3D Max (Planmeca, Helsinki, Finland). As reconstruções de imagens foram preparadas sem e com a FRA. Defeitos peri-implantares foram mais difíceis de detectar do que defeitos periodontais, devido à presença de artefatos gerados pelos implantes. Não foram encontradas diferenças entre imagens de TCFC obtidas com e sem FRA.

Bezerra (2014) verificou a influência da FRA na qualidade da imagem e no diagnóstico de FR em dentes com pino metálico intracanal. A FRA apenas diminuiu a quantidade de artefatos, mas essa redução não foi suficiente para repercutir no diagnóstico de FRV em raízes com pino metálico intracanal.

Bechara et al. (2013), avaliaram se a eficácia de FRA em duas máquinas de TCFC Promax 3D (Planmeca, Helsinki, Finland) e Master 3D (Vatech, Hwaseong, Republic of Korea), e verificaram uma maior precisão no primeiro. Para ambos tomógrafos, a FRA diminuiu a precisão da detecção de FR em dentes tratados

endodenticamente. A maior acurácia no diagnóstico foi obtida quando se utilizou o tomógrafo Promax 3D sem a ativação da FRA.

Em outro estudo, Bechara et al. (2012), avaliaram a eficácia do algoritmo de redução de artefatos em TCFC disponível no tomógrafo Picasso Master 3D (Vatech, Hwaseong, Republic of Korea). Os autores observaram melhora da qualidade da imagem e aumento da relação contraste-ruído. Assim como, um terceiro estudo *in vitro*, realizado pelo mesmo grupo de pesquisa, no mesmo ano e utilizando o mesmo tomógrafo, encontrou os mesmos resultados diante do uso da FRA.

## 4 DISCUSSÃO

No final da década de 90, pesquisadores italianos e japoneses desenvolveram, a partir de trabalhos independentes, equipamentos tomográficos específicos para o uso odontológico, que realizavam exames computadorizados a partir de um feixe de raios X de formato cônico (Melo et al., 2010). O primeiro tomógrafo de feixe cônico, desenvolvido estritamente para imagiologia maxilo-facial foi o NewTom- 9000 (QR SRL Company, Verona, Italy). Desde o seu desenvolvimento em 1998, tem havido uma progressão rápida na produção de diferentes equipamentos de TCFC (Hunter et al., 2011). Atualmente, a TCFC constitui uma modalidade de imagem importante para o diagnóstico e planejamento em diversas áreas da Odontologia (Esmaeili, 2012; Horner, 2013; Junqueira et al., 2013; Bezerra, 2014). Entre suas vantagens estão a fácil aquisição de imagem, imagens mais precisas, menores doses de radiação quando comparadas a TCFL e um custo relativamente baixo (Bechara et al., 2012).

É importante salientar que a qualidade da imagem é influenciada por uma multiplicidade de fatores tais como: tamanho do FOV, tamanho do *voxel*, contraste, dispersão, qualidade do detector e algoritmos de reconstrução (Bechara et al., 2012).

Nos casos em que há objetos de alta densidade física e alto número atômico (*Z*) haverá a formação de artefatos nas imagens tomográficas (Bechara et al 2012; Melo et al., 2013), o que pode dificultar ou impossibilitar a visualização de estruturas anatômicas e o diagnóstico em algumas áreas, influenciando a qualidade de imagem, reduzindo o contraste, obscurecendo estruturas e prejudicando a avaliação de áreas de interesse, tornando assim o diagnóstico mais difícil e demorado (Bechara et al., 2012).

Artefato é definido como qualquer estrutura que é vista na imagem reconstruída, mas que não está presente no objeto em estudo (Schulze et al., 2011; Hunter et al., 2011; Esmaeili et al., 2013; Bezerra, 2014; Vasconcelos et al., 2015; Gravina, 2016; Helvacioğlu-Ygit et al., 2016). Dentre as causas, estão alterações no equipamento, relacionadas aos parâmetros energéticos e fatores relacionados ao paciente, originando artefatos com diferentes características/padrões (em forma de anel; artefatos de movimento; gerados por materiais muito densos; de ruído; de dispersão e de extinção) (Schulze et al., 2011). Entretanto, os mais discutidos são artefatos gerados por materiais muito densos, que tem origem do fenômeno *beam*

*hardening*. Segundo Schulze et al. (2011), os artefatos provocados pelo *beam hardening* são os mais comumente encontrados nas imagens de TCFC. Eles ocorrem quando os fótons de raios X com menor quantidade de energia são absorvidos por tais materiais passando apenas fótons de energia mais elevada que é interpretado pelo receptor como uma área de menor densidade física, resultando na formação de áreas hipodensas, estrias e alterações nos tons de cinza nas margens do objeto metálico (Schulze et al., 2011; White e Pharoah, 2013; Esmaeili et al., 2012; Esmaeili et al., 2013; Bezerra, 2014; Nagarajappa et al. 2015).

Artefatos provocados por objetos metálicos como pinos radiculares, restaurações dentárias, implantes, placas e parafusos cirúrgicos são muito comuns em TCFC e isso ocorre devido à atenuação dos feixes de raios X de menor energia que passam pelo centro dos objetos metálicos (Vidigal et al., 2014). Se a causa do artefato está perto ou em associação com o dente ou área a ser avaliada, as imagens resultantes podem ter seus valores diagnósticos sensivelmente diminuídos (Melo et al. 2013). Portanto, materiais associados a raízes com suspeita de fraturas, tais como guta-percha, pinos metálicos, coroas protéticas e restaurações, podem produzir artefatos, que afetam a qualidade das imagens, dificultando de maneira substancial o diagnóstico de FR (Melo, 2010; Junqueira et al. 2013; Melo et al. 2013; Neves et al. 2014), mimetizando ou mesmo inviabilizando o diagnóstico do traço da fratura.

A literatura avaliada revela que os artefatos são a principal causa da diminuição na qualidade da imagem em TCFC. Em alguns casos, os artefatos prejudicam a imagem ao ponto de a tornarem inutilizável (Esmaeili et al. 2013). Eles são induzidos por discrepâncias entre as condições físicas reais do aparato de medição (ou seja, composição técnica do aparelho de TCFC somado à composição, posição e comportamento do objeto sob investigação) e as fórmulas matemáticas usadas para a reconstrução 3D. Na literatura científica, os seguintes artefatos relevantes são relatados: artefatos por *beam hardening*; *partial volume effect*; *ring artifacts* (artefatos em anel); e *motion artifacts* (artefatos de movimento). Além disso, ruído e dispersão são bem conhecidos por produzir danos adicionais (Schulze et al., 2011).

Visando reduzir os artefatos provenientes do fenômeno *beam hardening*, na prática clínica, a literatura revelou que é aconselhável diminuir o campo de visão para evitar regiões de digitalização sensíveis ao *beam hardening* (por exemplo, restaurações metálicas e implantes dentários), o que pode ser conseguido por

colimação, modificação da posição da cabeça do paciente, ou a separação das arcadas dentárias (Esmaeili et al., 2013; Nagarajappa et al., 2015). Foram observados também que outros fatores podem ter um papel importante na qualidade da imagem. Estes incluem a quantidade de rotação da máquina, a configuração do feixe de raios X e o tipo do algoritmo usado para o processamento de dados (Esmaeili et al., 2013). Devido à dificuldade na diminuição da formação de artefatos, alternativas, como o aumento na kVp, também têm sido estudadas e parecem produzir imagens com melhor qualidade (Esmaeili et al., 2013; Bezerra, 2014).

Para minimizar ou evitar estes artefatos indesejados, fabricantes de TCFC incorporaram algoritmos em seus sistemas para reduzir sua expressão na imagem (Bechara et al. 2013). Recentemente, foi desenvolvida uma FRA por meio da aplicação de algoritmos no processo de reconstrução da imagem em alguns equipamentos de TCFC, entretanto, sua utilização requer um aumento no tempo de reconstrução da imagem e aperfeiçoamento da ferramenta. Os benefícios da utilização da mesma ainda não estão estabelecidos e poucos estudos realizaram uma avaliação com essa ferramenta, tendo resultados inconclusivos quanto à sua influência na qualidade da imagem formada (Bezerra, 2014).

Apesar da FRA visar a melhoria da imagem com artefatos, todas as informações de atenuação para os objetos de alta densidade são removidas, podendo causar alteração destes. Portanto, os autores referiram que a aplicação da FRA no complexo maxilo-facial pode gerar resultados imprecisos (Bechara et al 2012), pois tendem a “maquiar” a imagem.

## 5 CONCLUSÃO

A literatura científica revelou que apesar de tratar-se de uma modalidade avançada de exame por imagem, a TCFC possui suas limitações principalmente relacionadas à presença de artefatos gerados pelas mais variadas causas, sendo a principal, o fenômeno *beam hardening*. Esses artefatos em forma de cupping, hypodense halo ou dark streaks, podem dificultar a visualização das estruturas próximas a região onde o artefato ocorre, comprometendo assim a acurácia do diagnóstico, principalmente em Endodontia e Implantodontia. E ainda revelou que mais estudos são necessários para o desenvolvimento de FRA e consequente aprimoramento dos aparelhos.

## REFERÊNCIAS\*

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

Bechara BB, Moore WS, McMahan CA, Noujeim M. Metal artefact reduction with cone beam CT: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol* 2012; 41: 248–253.

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.

Bezerra ISQ. Influência do uso da ferramenta de redução de artefato no diagnóstico de fraturas radiculares verticais em exames de tomografia computadorizada de feixe cônico: estudo in vitro [tese]. Piracicaba, SP. s.n. 2014.

Costa FF, Gaia BF, Umestsubo OS, Cavalcanti MGP. Detection of Horizontal Root Fracture with Small-volume Cone-Beam Computed Tomography in the Presence and Absence of Intracanal Metallic Post. *J Endod* 2011; 37: 10.

Esmaeili F, Johari M, Vatankhah M. Beam Hardening Artifacts: Comparison between Two Cone Beam Computed Tomography Scanners. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2012; 6(2): 49–53.

---

\* 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.

Esmaeili F, Johari M, Haddadi P. Beam hardening artifacts by dental implants: Comparison of cone-beam and 64-slice computed tomography scanner. *Dent Res J (Isfahan)* 2013; 10(3): 376–381.

Gravina BL. Artefatos em tomografia computadorizada por feixe cônico associados à presença de materiais odontológicos: uma revisão de literatura [trabalho de conclusão de curso – especialização]. Porto Alegre, RS. 2016.

Helvacioğlu-Yigit D, Kocasarac HD, Bechara B, Noujeim M. Evaluation and Reduction of Artifacts Generated by 4 Different Root-end Filling Materials by Using Multiple Cone-beam Computed Tomography Imaging Settings. *J Endod* 2016; 42: 307–314.

Hunter AK, McDavid WD. Characterization and correction of cupping effect artefacts in cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2012; 41: 217–223.

Horner K, Jacobs R, Schulze R. Dental Cbct Equipment And Performance Issues. *Radiat Prot Dosimetry* 2013; 153 (2): 212–218.

Junqueira RB, Verner FS, Campos CN, Devito KL, Carmo ARC. Detection of Vertical Root Fractures in the Presence of Intracanal Metallic Post: A Comparison between Periapical Radiography and Cone-beam Computed Tomography. *J Endod* 2013; 39: 1620–1624.

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.

Dentomaxillofac Radiol 2013; 42.

Kuusisto N, Vallittu PK, Lassila LVJ, Huuonen S. Evaluation of intensity of artefacts in CBCT by radio-opacity of composite simulation models of implants in vitro.

Dentomaxillofac Radiol 2015; 44.

Melo SLS. Influência do tamanho do voxel na capacidade diagnóstica da tomografia computadorizada de feixe cônico para detecção de fraturas radiculares longitudinais em dentes com tratamento endodôntico e protético [dissertação]. Florianópolis, 2010.

Melo SLS, Bortoluzzi EA, Abreu Jr M, Corrêa LR, Corrêa M. Diagnostic Ability of a Cone-Beam Computed Tomography Scan to Assess Longitudinal Root Fractures in Prosthodontically Treated Teeth. J Endod 2010; 36: 1879–1882.

Melo SLS, Haiter-Neto F, Correa LR, Scarfe WC, Farman AG. Comparative diagnostic yield of cone beam CT reconstruction using various software programs on the detection of vertical root fractures. Dentomaxillofac Radiol 2013; 42: 20120459.

Nagarajappa AK, Dwivedi N, Tiwari R. Artifacts: The downturn of CBCT image. J Int Soc Prev Community Dent 2015; 5(6): 440–445.

Nardi C, Borri C, Regini F, Calistri L, Castellani A, Lorini C, et al. Metal and motion artifacts by cone beam computed tomography (CBCT) in dental and maxillofacial study. *Radiol Med* 2015; 120: 618-626.

Neves FS, Freitas DQ, Campos PSF, Ekestubbe A, Lofthag-Hansen S. Evaluation of Cone-beam Computed Tomography in the Diagnosis of Vertical Root Fractures: The Influence of Imaging Modes and Root Canal Materials. *J Endod* 2014; 40: 1530–1536.

Ozer SY. Detection of Vertical Root Fractures by Using Cone Beam Computed Tomography with Variable Voxel Sizes in an In Vitro Model. *J Endod* 2011; 37: 75–79.

Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Syriopoulos K, van der Stelt P. Assessment of metal artefact reduction around dental titanium implants in cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2014; 43: 20140019.

Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K, et al. The SEDENTEXCT Project Consortium, Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24: 94–99.

Qu X, Lai C, Zhong Y, Yi Y, Shaw CC. A general method for cupping artifact correction of cone-beam breast computed tomography images. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 2016; 11(7): 1233-1246.

Ritter L, Elger MC, Rothamel D, Fienitz T, Zinser M, Schwarz F, et al. Accuracy of peri-implant bone evaluation using cone beam CT, digital intra-oral radiographs and histology. *Dentomaxillofac Radiol* 2014; 43.

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: 1222-1228.

Schulze R, Heil U, Grob D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. REVIEW: Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol* 2011; 40: 265–273.

SEDEX – Project. Radiation Protection Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology, 2011.

Vasconcelos KF, Nicolielo LFP, Nascimento MC, Haiter-Neto F, Boscolo FN, Van Dessel J, et al. Artefact expression associated with several cone-beam computed tomographic machines when imaging root filled teeth. *Int Endod J* 2015; 48: 994-1000.

Vidigal BCL, Abreu SG, Silva FA, Moreira GP, Manzi FR. Uso da tomografia Cone Beam na avaliação de fraturas radiculares. *Rev Bras Odontol*, Rio de Janeiro, 2014; 71 (2): 152-5.

White SC, Pharoah MJ. *Radiologia Oral: Princípios e Interpretação*. 7. ed. Saint Louis: Mosby; 2015.