

FACULDADE SETE LAGOAS  
INSTITUTO DE ESTUDOS E SERVIÇOS ODONTOLÓGICOS  
ESPECIALIZAÇÃO EM ENDODONTIA

**JULIANA LEITE SOARES**

**ARTEFATOS EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO –  
REVISÃO DE LITERATURA**

FORTALEZA – CE

2017

**JULIANA LEITE SOARES**

**ARTEFATOS EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO –  
REVISÃO DE LITERATURA**

Monografia apresentada ao curso de Especialização Lato Sensu do Instituto de Estudos e Serviços Odontológicos da Faculdade Sete Lagoas, como requisito parcial para conclusão do Curso de Endodontia

Área de concentração: Tomografia Computadorizada

Orientador: Antônio Sérgio Teixeira de Menezes

FORTALEZA – CE

2017

Juliana Leite.

Artefatos em Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico –  
Revisão de Literatura / Juliana Leite Soares. – 2017.

31 f. : 7il.

Orientador: Antônio Sérgio Teixeira de Menezes.

Monografia (especialização) – Faculdade de Tecnologia de  
Sete Lagoas, 2017.

1. Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico. 2. Artefatos.

I. Título.

II. Antônio Sérgio Teixeira de Menezes

FACULDADE SETE LAGOAS

Monografia intitulada Artefatos em Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico –  
Revisão de Literatura de autoria da aluna Juliana Leite Soares, aprovada pela banca  
examinadora constituída pelos seguintes professores:

---

Antônio Sérgio Teixeira de Menezes (Orientador)

---

George Táccio de Miranda Candeiro

---

Samila Gonçalves dos Santos

Fortaleza, 30 de Novembro de 2017.

## DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a Deus, aos meus pais, avós e irmã.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por todo o cuidado e amor que tem me dado mesmo sem merecimento e por nunca ter me abandonado.

Agradeço à minha família, que esteve sempre presente, apoiou e acreditou em mim mesmo quando eu tropecei. Por compreender minhas ausências e momentos de turbulência. Em especial minha mãe, Isabel Benvinda Pereira Leite, aquela que compartilhou os meus sonhos e ideais e os alimentou, incentivando-me a não desistir, estando sempre de mãos abertas a investir na minha vida profissional.

Ao meu pai, Odilon Pires Soares, que sempre serviu de inspiração para minha vontade de crescer sempre.

À minha irmã, Natália Isis Leite Soares, por ter me ensinado sobre a vida. Aprendi muito com você e sou grata por toda subjetividade que me ensinou.

Ao Professor Doutor George Candeiro, por toda a sua paciência para com a turma e seus ensinamentos diários sobre os desafios da vida profissional.

À Professora e sempre parceira Samila Monteiro, por ser sempre fonte de inspiração para mim e, com seu olhar calmo e sincero, perguntar a cada módulo: “Está tudo bem?”. Serei sempre grata por fornecer esse olhar reconfortante e acreditar em mim.

## EPÍGRAFE

“Talvez não tenha conseguido fazer o melhor, mas lutei para que o melhor fosse feito. Não sou o que deveria ser, mas Graças a Deus, não sou o que eu era antes.”

(Marthin Luther King)

## RESUMO

O uso da Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico revolucionou o estudo da Odontologia. Este método de obtenção de imagem, permitiu o estudo das estruturas maxilofaciais no aspecto tridimensional. A tecnologia faz uso da radiação X e apresenta suas imagens por variações de tonalidades de cinza. Esta ampla variação e como pode ser influenciada, leva à formação de alterações de imagens, denominadas artefatos. Os artefatos podem ser classificados quanto à origem ou ao aspecto na imagem. Estudos vem sendo realizados com o intuito de reduzir ou solucionar a ocorrência dos artefatos. Estudos demonstram que variações de FOV, mA, kV e uso de algoritmos pré-processamento vem obtendo uma redução no aparecimento desses.

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



## **ABSTRACT**

Using the cone beam computed tomography has revolutionized the study of dentistry. This method of obtaining image, allowed the study of maxillofacial procedures in terms of spatial hearing. The technology makes use of the radiation X and presents your images by variations in shades of gray. This wide variation and how it can be influenced, leads to the formation of image changes, called artifacts. The artifacts can be classified as to the origin or appearance in the image. Studies have been carried out with the aim of reducing or solving the occurrence of artifacts. Studies show that variations of FOV, mA, kV and preprocessing algorithms use comes getting a reduction in the appearance of these.

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

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - Classificação dos fatores de deterioração da imagem em TCFC.....Pág. 18
- Figura 2 - Imagem tomográfica com presença de artefato em anel.....Pág. 19
- Figura 3 - Imagem Tomográfica mostrando ruído na imagem .....Pág. 19
- Figura 4 - Imagem tomográfica mostrando artefato de EEGE .....Pág. 21
- Figura 5 - Imagem tomográfica mostrando artefatos aliasing .....Pág. 21
- Figura 6 - Imagem tomográfica apresentando região de sombras causadas pelo movimento do paciente no momento do exame.....Pág. 22
- Figura 7 - Imagens tomográficas sem presença de artefatos .....Pág. 24

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D – Bidimensional

3D – Tridimensional

ATM – Articulação Têmporo-mandibular

ED – Dose Efetiva

EEGE – Efeito de Gradiente de Borda Exponencial

FOV – Campo de Visão

KeV – Kiloeletrovoltagem

kV – Kilovoltagem

mA – Miliamperagem

TC – Tomografia Convencional

TCFC – Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

$\mu$ Sv – microsievert

## SUMÁRIO

<b>1 - Introdução</b> .....	Pág. 12
<b>2 - Revisão de literatura</b> .....	Pág. 13
2.1 Tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) .....	Pág. 13
2.1.1. Fundamentos técnicos.....	Pág. 15
2.2 Artefatos.....	Pág. 16
2.2.1. Classificação dos artefatos.....	Pág. 17
2.2.1.1 Artefato em anel.....	Pág. 18
2.2.1.2 Artefato em ruído.....	Pág. 19
2.2.1.3 Dispersão ou <i>scatter</i> .....	Pág. 20
2.2.1.4 Artefato de extinção.....	Pág. 20
2.2.1.5 Efeito de gradiente de borda exponencial (EEGE).....	Pág. 20
2.2.1.6 Artefato <i>aliasing</i> .....	Pág. 21
2.2.1.7 Artefato de movimento.....	Pág. 22
2.2.1.8 Artefato de endurecimento do feixe .....	Pág. 22
<b>3 - Discussão</b> .....	Pág. 25
<b>4 - Considerações finais</b> .....	Pág. 28
<b>5 - Referências bibliográficas</b> .....	Pág. 29

## 1 INTRODUÇÃO

O primeiro equipamento de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) desenvolvido exclusivamente para imagem bucomaxilofacial foi o NewTom-9000 (Quantitative Radiology, Verona, Italy). Este novo método de obtenção de imagem revolucionou o estudo na Odontologia, permitindo a visualização da terceira dimensão, a profundidade (Bueno *et al.*, 2007). No entanto, por se utilizar de radiação X, as imagens e suas reconstruções são afetadas por materiais de elevado número atômico, como os metais. Esta interferência no feixe eletromagnético produz artefatos.

Artefatos são definidos como estruturas visualizadas nos dados reconstruídos que não estão presentes no objeto analisado. A falta de uniformidade nos níveis de cinza na TCFC contribui para a formação de artefatos na imagem reconstruída (Nagarajappa, Dwvedi e Tiwari, 2015). Os artefatos se formam a partir de insuficiências inerentes ao processo de medição e reconstrução da imagem tridimensional (3D). Dentre os inúmeros fatores, tem-se: violação da condição fundamental de TUY (todo plano que cruza o objeto em análise tem de cruzar o foco), aplicação do algoritmo de Feldkamp, que apenas aproxima os integrais de linha, aplicando peso aproximado simples nos valores de projeção ao invés de calcular as distâncias analiticamente reais que os raios percorreram da fonte até o detector. (Schulze *et al.*, 2010)

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO (TCFC)

No início da década de 70, o engenheiro Hounsfield e o físico Cormak ganharam o prêmio Nobel de Medicina pela criação da Tomografia, que veio para revolucionar a medicina diagnóstica. Utilizando-se da já criada tecnologia dos Raios-x, a tomografia possui uma fonte à qual emite um feixe de raios-x que são captados por detectores e processados matematicamente por um algoritmo em um computador com capacidade de reconstruir os dados de imagens bidimensionais (2D) em tridimensionais (3D) (Garib *et al.*, 2007).

Em 1998, na Universidade de Verona, Itália, Mozzo *et al.* apresentaram o primeiro tomógrafo com a técnica cone-beam, o NewTom-9000 (Quantitative Radiology, Italia), demonstrando imagens de alta acurácia, com dose de radiação equivalente a 1/6 da liberada pela TC Convencional. No ano seguinte, foi lançado o Ortho-CT (Scanora, Soredex, Finlândia). Apesar da criação destes dois tomógrafos com finalidades odontológicas, a TCFC só foi disponibilizada ao mercado no ano de 2001, com o aparelho do NewTom QR DVT 9000. A partir daí, inúmeros aparelhos foram disponibilizados ao mercado, como: i-CAT (Imaging Sciences International, EUA), 3D Accuitomo (J. Morita Manufacturing, Japan), PreXion 3D (PreXion, EUA), dentre outros. (Neto, FH; Kurita, LM; Campos, PSF; 2014 e Mozzo *et al.* 1998)

A diferença básica entre TC convencional e TCFC é que, a TC adquire as imagens em fatias axiais e os *softwares* são responsáveis pela reconstrução e união final dessas imagens para obtenção de imagens coronais e sagitais. Este processo realizado por *softwares* denomina-se reconstrução multiplanar. Já a TCFC, adquire as imagens bases como um todo e são reorganizadas através de algoritmos para a reconstrução 3D. Este novo método de obtenção de imagem revolucionou o estudo na Odontologia, permitindo a visualização da terceira dimensão de forma mais precisa. (Garib, *et al.*, 2007; Cavalcanti, 2008; Schulze *et al.* 2009)

Diversos fatores contribuíram para a aceitação da TCFC na Odontologia. O posicionamento do paciente passou a ser sentado, não mais em decúbito dorsal sobre uma mesa. Quando comparado com o custo de uma TC convencional, custo, tamanho, peso dos equipamentos e dificuldade de manuseio, foram reduzidos de forma considerável. De grande relevância para o meio odontológico e para a segurança dos pacientes, a dose de radiação da TCFC passou a ser menor do que

a da TC convencional, podendo variar de acordo com alguns fatores, como: marca, aparelho, campo de visão (FOV), fatores de exposição selecionados, dentre outros. A dose de radiação pode chegar à redução de 95% quando comparada com a TC Convencional. Há relatos que a técnica cone-beam já era utilizada em outras áreas da medicina: radioterapia, imagem vascular, mamografia e microtomografia de pequenas espécimes com aplicabilidade biomédica ou industrial. (Garib, *et al.*, 2007; Neto, FH; Kurita, LM; Campos, PSF; 2014; Ludlow *et al.*, 2006; Winter *et al.*, 2005)

Scarfe & Farman (2008) demonstraram variação de doses entre 29 e 477  $\mu\text{Sv}$ , dependentes do tipo de aparelho e do FOV utilizado. Comparando com a dose de uma tomada radiográfica panorâmica, a radiação da TCFC foi equivalente à dose utilizada de 5 a 74 panorâmicas. A posição do paciente e o uso de proteção de chumbo podem diminuir a dose absorvida em até 40%. Em comparação com a TC Convencional na obtenção de uma mesma imagem maxilofacial, a TCFC apresentou redução na dose de radiação de 76,2 a 98,5%.

Um estudo de Ludlow e Ivanovic (2008) comparou as doses de radiação entre TCFC de FOV grande, de FOV médio e de TC convencional de FOV médio. A TCFC de FOV grande variou de 68 a 1.073  $\mu\text{Sv}$ . A TCFC de FOV médio variou de 69 a 560  $\mu\text{Sv}$ . A TC de FOV médio produziu 860  $\mu\text{Sv}$ . Assim, a TC convencional apresentou variação de radiação de 23% a 224% maiores do que a TCFC.

Rottke *et al.* (2013) compararam as extensões de doses efetivas (EDs) de dez diferentes aparelhos de TCFC. O estudo não levou em consideração a qualidade de imagem dependendo de cada parâmetro de exposição. As doses de energia foram medidas de acordo com as recomendações da Comissão Internacional de Proteção Radiológica 2007 e, para cada protocolo e dispositivo, os valores estatísticos foram avaliados e as ED foram calculadas. Os cálculos resultaram em valores entre 17,2  $\mu\text{Sv}$  e 396  $\mu\text{Sv}$  para os dez dispositivos.

Rodrigues e Vitral (2007) realizaram uma revisão bibliográfica onde avaliaram as principais técnicas tomográficas. A Tomografia Computadorizada pôde ser aplicada na Odontologia para identificar e delinear processos patológicos, visualizar dentes retidos, componentes ósseos da ATM, seios paranasais, estrutura óssea para implante, diagnosticar fraturas por trauma, sendo o exame de eleição para imagens do tecido ósseo e dentário do complexo maxilo-mandibular. Avaliaram que

o valor clínico das técnicas tomográficas depende de alguns fatores, como: condição que se está sendo diagnosticada através das imagens, do modelo e da idade do equipamento usado, do protocolo do exame, da experiência e capacidade dos operadores do equipamento e do radiologista. Os autores concluíram que alguns princípios devem ser respeitados antes da escolha do exame a ser solicitado, como: saber o que se está procurando, ter conhecimento da técnica que melhor visualizará o tecido a ser observado, ser pouco invasivo, expor o paciente à mínima radiação possível, evitar gastos desnecessários e iniciar o estudo sempre pela técnica mais simples.

Para Rodrigues *et al.* (2010), as principais vantagens da solicitação de uma TCFC são: reconstrução direta dos pontos radiografados por reconstruções nos três eixos (coronal, axial e sagital) sem reformatação; sofisticação tecnológica onde a velocidade do corte pode ser controlada eletronicamente; redução do tempo de escaneamento e da dose de radiação necessária para a aquisição de um corte.

### **2.1.1 FUNDAMENTOS TÉCNICOS**

Diferenciando-se da TC convencional, a TCFC utiliza uma técnica em que o feixe de raios-x é emitido colimado em formato de cone centrado e de largura variável. A fonte emissora realiza um giro de 360° ao redor do objeto analisado, disparando inúmeros feixes de raio-x que são captados por um sensor sólido. Os dados obtidos têm valor bidimensional e são posteriormente reconstruídos através de softwares específicos. (Mozzo *et al.*, 1998; Hatcher & Aboudara, 2004; Guerrero *et al.*, 2006; Cavalcanti, 2010)

O valor medido na célula do receptor é a soma de atenuação de todos os objetos atravessados pelo feixe de raios X e se dá através de uma escala de intensidade de cor cinza (*grayscale*) correspondente a um determinado número que varia entre o branco e o preto, formando um pixel, de caráter 2D. Após reconstrução 3D, o objeto observado corresponde a inúmeras peças cúbicas que são denominadas voxels, que representam o valor de atenuação em volume. (Schulze *et al.* 2009)

Em TC Convencional, o voxel é anisotrópico, com medidas diferentes em seus planos. Em TCFC, o voxel é isotrópico, de medidas iguais em altura,



profundidade e largura. Isto permite uma medição geométrica mais precisa em qualquer plano, quando comparada com a TC Convencional. (Lenguas Silva *et al.*, 2010)

Terra *et al.* (2011) avaliaram a precisão da TBCT em suas medidas lineares em relação às medidas reais com base num modelo radiográfico em uma mandíbula suína. Concluiu-se que a tomografia analisada traz imagens de alta definição para tecido ósseo e que as medidas são extremamente precisas, tendendo a ser levemente menores do que o modelo real.

Loubele *et al.* (2007) também avaliaram medidas tomográficas comparadas às reais, obtidas por paquímetro, em mandíbulas humanas secas. Concluiu-se que tanto a TCFC quanto a TC Convencional obtiveram medidas precisas com relação às medidas reais, embora levemente atenuadas. A comparação de qualidade subjetiva entre os dois tipos de tomografia, mostrou que a TC Convencional tem melhor qualidade subjetiva na avaliação de tecidos moles e osso cortical enquanto a TCFC tem maior acurácia na visualização de e delimitação da lâmina dura e do espaço periodontal.

## 2.2 ARTEFATOS

O termo artefato é utilizado para referenciar discrepância sistemática entre os números de TC na imagem reconstruída e os seus verdadeiros respectivos coeficientes de atenuação do objeto analisado. Esta discrepância ocorre pela medição errônea do valor de atenuação por um ou mais voxels. A perda de fótons de menor energia, ocasionada por sua absorção ou dispersão quando o feixe de raios x atinge um material de alto valor atômico é conhecida como endurecimento do feixe. Com a perda de fótons de menor energia, a energia média do feixe aumenta, elevando o valor de atenuação captado pelo pixel (receptor). Esta quantificação errônea do real valor de atenuação do objeto analisado leva à formação de um artefato. Na prática clínica, aconselha-se a redução do FOV a fim de evitar regiões de varredura causadoras do endurecimento do feixe. (Nagarajappa, Dwivedi e Tiwari, 2015; Schulze *et al.* 2009; Weber, 1989; Castele *et al.*, 2002; Scarfe & Farman, 2008)

Esmaeili, Johari e Haddadi (2012) compararam a formação de artefatos em imagens tomográficas de mandíbulas bovinas com implantes dentários em TCFC e

TC convencional. Em seções axiais, os dois scanners apresentaram resoluções semelhantes. Houve diferenças significativas nas seções coronais, com maior resolução nas imagens produzidas pelo TCFC. O estudo concluiu que, no geral, houve diferença significativa entre as resoluções das imagens produzidas pelos dois tomógrafos, sendo maiores nas imagens de TCFC.

Schulze, Berndt e d'Hoedt (2009) concluíram que a redução significativa do artefato deve basear-se em uma modelagem matemática mais sofisticada do processo real de aquisição de imagens físicas, em vez de no processamento dos resultados errôneos obtidos a partir dos algoritmos de reconstrução usados atualmente.

Yuan et al. (2013) compararam a presença ou não de artefatos em imagens tomográficas de dentes naturais com dentes com oito tipos de materiais restauradores comuns em primeiros molares inferiores. Os artefatos não apareceram ao redor de dentes naturais. Em coroas de cerâmica e de metal com zircônia, observou-se a presença de artefatos em torno da imagem da coroa.

Kuusisto *et al.* (2015) estudaram a intensidade de artefatos produzidos em imagens de TCFC por diferentes porcentagens de material radiopacificador. Os artefatos estavam presentes em imagens de TCFC causadas por titânio e zircônia. Foram adicionados à resina composta sete porcentagens diferentes do radiopacificador BaAlSiO<sub>2</sub>. O ponto de corte para a formação de artefatos é de 20% de BaAlSiO<sub>2</sub> e quanto maior a porcentagem, maior a intensidade da formação de artefato.

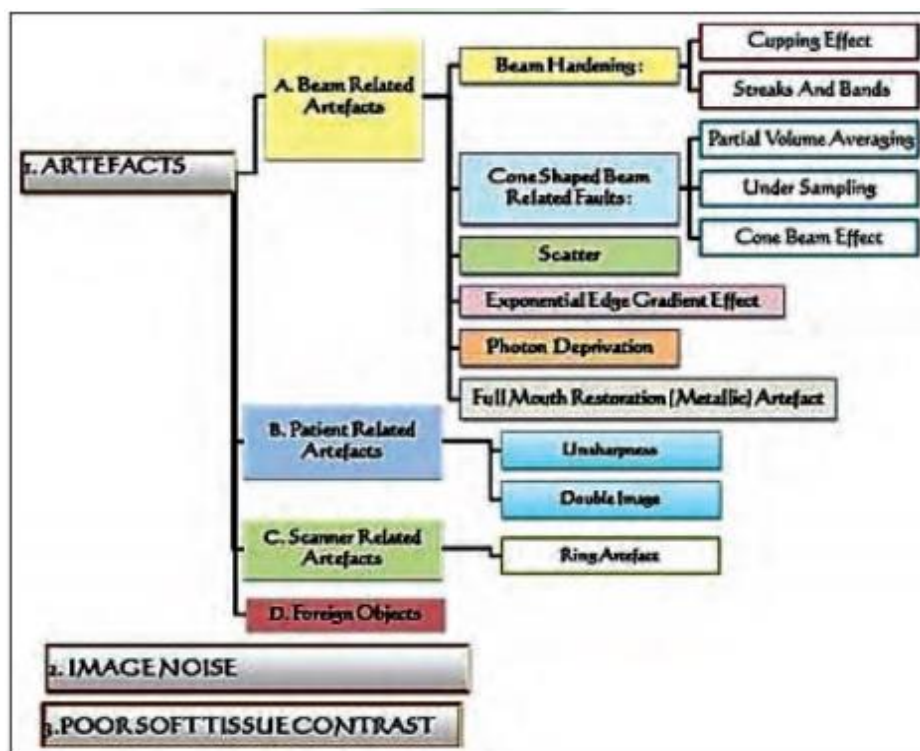
### **2.2.1 CLASSIFICAÇÃO DOS ARTEFATOS**

Barret e Keat (2004) classificaram os artefatos através de suas características apresentadas nas imagens: em anel (*rings*), de distorção (*distortion*), de sombreamento (*shading*), em estrias (*streaks*).

Boas & Fleischmann (2012) classificaram os artefatos em: artefato em anel (*ring artifact*), ruído (*noise*), endurecimento e dispersão do feixe (*beam hardening and scatter*), artefato metálico (*metal artifact*), artefato fora do campo (*out of field artifact*).

Bhoosreddy e Sakhavalkar (2014) denominaram artefatos como fatores de deterioração da imagem em TCFC e os classificaram segundo demonstra a figura 1.

Figura 1 – Classificação dos fatores de deterioração da imagem em TCFC.



Fonte: Bhoosreddy e Sakhavalkar, 2014.

Nagarajappa, Dwivedi e Tiwari (2015) dividiram a classificação dos artefatos em: relacionados ao feixe, ao paciente, ao scanner e ruído de imagem. Subdividindo-se os artefatos relacionados ao feixe, tem-se: endurecimento de feixe (*beam hardening*) e cálice (*cupping*). Os artefatos relacionados ao paciente, subdividem-se em: *aliasing* e de movimento (*motion*). Relacionado ao scanner, os autores encontraram o artefato em anel (*rings artifact*). O ruído de imagem pode ser subdividido em: scatter, artefatos de extinção, efeito de gradiente de borda exponencial (EEGE) (Fig. 6), em zebra e passo de escada (*stair step*).

### 2.2.1.1 Artefato em anel

O artefato em anel (Fig. 2) aparece como uma imagem hiperdensa em formato de anel concêntrico centrado em torno do eixo de rotação do aparelho. São resultado de falhas na detecção do scanner ou baixa calibração do aparelho. Esta imagem ocorre nos planos axiais da TCFC, devido à trajetória circular. A presença

do artefato indica que o equipamento está necessitando de reparo ou calibração. Em um sentido mais amplo, podem ser englobados no grupo dos artefatos em *aliasing*. (Schulze *et al.*, 2011; Nagarajappa, Dwivedi e Tiwari, 2015)

Figura 2 – Imagem tomográfica com presença de artefato em anel (seta branca)



Fonte: Nagarajappa, Dwivedi e Tiwari, 2015.

#### 2.2.1.2 Artefato em ruído

O ruído (Fig.3) é resultado de valores de atenuação inconsistentes nas imagens de projeção. Por utilizar-se um detector de área, parte da radiação dispersa, não linear, é registrada como pixels pelo detector. Estes valores diferem da atenuação real do objeto dentro do caminho específico do feixe de raios X. Esta radiação não linear captada, favorece a degradação da imagem vista como ruído. (Bhoosreddy e Sakhavalkar, 2014; Nagarajappa, Dwivedi e Tiwari, 2015)

Figura 3 – Imagem Tomográfica mostrando ruído na imagem



Fonte: Boas e Fleischmann, 2012.

### **2.2.1.3 Dispersão ou *scatter***

A dispersão é causada pela difração de fótons após interação com o objeto analisado. A fração de fótons dispersos causa aumento do valor de intensidades medidas da intensidade primária, produzindo intensidades superestimadas em cada voxel ao longo do caminho. O tamanho do erro varia de acordo com o objeto e é proporcional à quantidade de dispersão presente. Quanto maior o detector, maior a probabilidade da presença de medição superestimada. Portanto, é de se esperar que a dispersão ocorra de forma mais pronunciada em TCFC quando comparada com TC Convencional. Este artefato interfere no contraste da imagem de tecidos moles, reduzindo-o ainda mais e afeta a densidade de todos os outros tecidos. (Schulze *et al.*, 2011; Bhoosreddy e Sakhavalkar, 2014; Nagarajappa, Dwivedi e Tiwari, 2015)

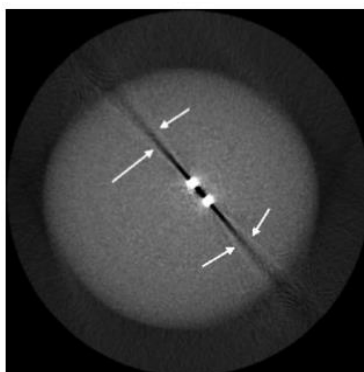
### **2.2.1.4 Artefatos de extinção**

Artefatos também denominados como artefatos de falta de valor. Ocorrem quando um material de alta absorção de fótons está presente, causando intensidade zero incidente no detector. Com a falta de absorção registrada, as intensidades zero são projetadas novamente no volume. Filtros no pós-processamento podem ajudar a corrigir dados brutos em áreas de baixa contagem de fótons, onde há contagem desproporcional de raios x. Aplica-se filtro 3D local com efeito de suavização para reduzir o ruído da imagem e artefatos de raia. (Schulze *et al.*, 2011; Nagarajappa, Dwivedi e Tiwari, 2015)

### **2.2.1.5 Efeito de gradiente de borda exponencial (EEGE)**

O EEGE (Fig.4) é causado por arestas afiadas de coroas metálicas, produzindo alto contraste. É causada pela média da intensidade medida sobre uma largura de feixe finito (e largura do ponto focal finito), enquanto a matemática utilizada para a reconstrução assume uma largura zero. O EEGE é conhecido por causar raias tangentes a bordas retas longas na direção de projeção (Schulze *et al.*, 2011; Nagarajappa, Dwivedi e Tiwari, 2015).

Figura 4 – Imagem tomográfica mostrando artefato de EEGE.

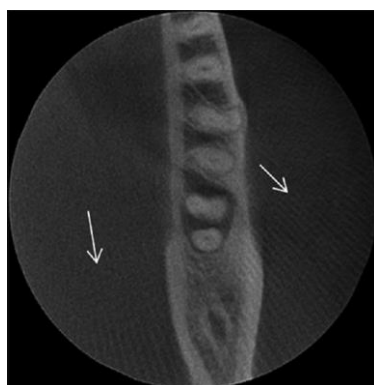


Fonte: Schuelze *et al.*, 2011.

#### 2.2.1.6 Artefato *aliasing*

O aliasing (Fig. 5) é causado quando o teorema de amostragem Nyquist fundamental é violado e pela divergência do feixe do cone. Os voxels próximos da fonte são percorridos por maior intensidade de feixe, sendo mais sensibilizados do que os próximos ao detector. Este artefato aparece como padrões de linha, geralmente divergindo para a periferia do volume reconstruído. Podem ser evitados por um melhor esquema de interpolação que está mais em conformidade com as condições de medição física real (Schulze *et al.*, 2011; Nagarajappa, Dwivedi e Tiwari, 2015).

Figura 5 – Imagem tomográfica mostrando artefatos aliasing.

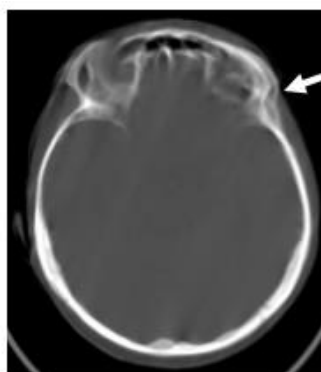


Fonte: Nagarajappa, Dwivedi e Tiwari, 2015.

### 2.2.1.7 Artefato de movimento

O movimento do paciente pode causar registro errôneo dos dados (Fig. 6). Como nenhuma informação sobre movimento é interpretada no processo de reconstrução, é necessário que o objeto estudado esteja estático. Após um movimento, as linhas de projeção captadas durante a aquisição da imagem, não correspondem. O desalinhamento da fonte em relação ao detector ou a unidade dos dois em relação ao paciente estacionário causa o mesmo tipo de inconsistências. A sensibilidade ao movimento aumenta com a redução do voxel. Os aparelhos mais modernos de TCFC tem resoluções muito altas, ou seja, voxels muito pequenos, sendo muito sensível a movimentos. (Schulze *et al.*, 2011; Boas e Fleischmann, 2012; Nagarajappa, Dwivedi e Tiwari, 2015).

Figura 6 – Imagem tomográfica apresentando região de sombras causadas pelo movimento do paciente no momento do exame (seta branca).



Fonte: Boas e Fleischmann, 2012.

### 2.2.1.8 Artefatos de endurecimento do feixe

*Streaks* e *cupping/dark bands* podem aparecer entre dois objetos de alta densidade em seções transversais muito heterogêneas. Isto se deve pelo grau de endurecimento do feixe diferente em determinadas posições do FOV. Ou seja, a porção do feixe que passa por um dos objetos em determinadas posições do FOV é endurecida menos do que quando passa por ambos os objetos em outras posições do FOV, sendo uma das fontes mais proeminentes de artefatos. Quanto mais elevado for o número atômico do objeto avaliado, maior a absorção de raios, comportando-se como um filtro de radiação (Barret e Keat, 1981; de Man, 2000; Ketcham & Carlson, 2001, Nagarajappa, Dwivedi e Tiwari, 2015). Entretanto, a

transmissão do feixe não segue de forma simples a decadência exponencial de energia. Ocorre a dispersão de Compton, fazendo com que os fótons mudem de direção e energia, sendo captados por um detector diferente do trajeto inicial. Tal fato resulta em faixas escuras ao longo de linhas de maior atenuação. Os softwares modernos têm uma certa capacidade de correção de endurecimento de feixe em materiais de médio número atômico (osso, por exemplo), assumindo um valor médio (Boas & Fleischmann, 2012).

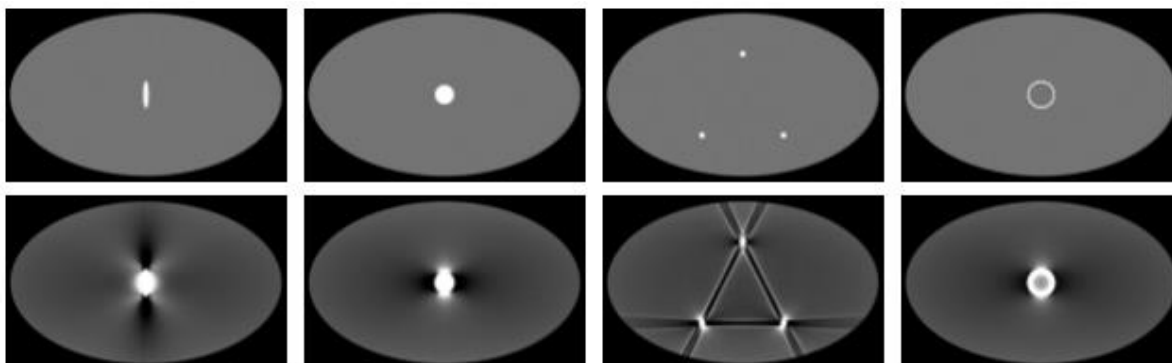
Nagarajappa, Dwivedi e Tiwari, (2015) aconselham que, na prática clínica, haja redução do FOV a fim de evitar regiões de varredura suscetíveis ao endurecimento do feixe. A redução do FOV pode ser dada através de colimação, modificação do posicionamento do paciente ou separação dos arcos dentários. Filtração, correção de calibração e software de correção de endurecimento do feixe são mecanismos utilizados por fabricantes de TCFC para redução do endurecimento do feixe.

Tanaka *et al.* (2013) estudaram a redução de artefatos *dark bands* utilizando hipoteticamente imagem monoenergética após aquisição de imagem em Tomografia Computadorizada de dupla energia (Dual Energy Computed Tomography). Utilizou-se 72 imagens axiais de mandíbulas com implantes dentários que foram submetidas a avaliação de nove especialistas em radiologia bucomaxilofacial. A reconstrução monoenergética foi realizada com 100keV (ME100) e 190keV (ME190). Concluiu-se que as imagens de ME100 reduziram significativamente a presença de bandas escuras quando comparadas as de ME190 e as convencionais de dupla energia.

Mortaheb e Rezaeian (2015) estudaram um método para redução de artefatos metálicos a partir do uso de um vetorial de suporte mínimo. Foram utilizados 14 conjuntos de dados de TCFC. O perfil de intensidade integral foi aplicado para detectar cada região dentária dos candidatos. O algoritmo de mudança média foi utilizado para realizar o fatiamento da região de cada dente e todas as fatias segmentadas foram reconstruídas na imagem 3D. Os resultados experimentais desse estudo demonstraram que a abordagem proposta funcionou bem em diferentes tipos de TC e teve melhor desempenho dentre todas as abordagens existentes até a realização do estudo. Os resultados da segmentação mostraram-se mais precisos quando o algoritmo proposto foi utilizado na fase de pré-processamento.



Figura 7 – Imagens tomográficas sem presença de artefatos na linha superior. Linha inferior com imagens correspondentes a artefatos de endurecimento do feixe.



Fonte: Boas e Fleischmann, 2012.

### 3. DISCUSSÃO

Diversos estudos avaliaram e demonstraram os benefícios do uso da TCFC na Odontologia. Seus benefícios em comparação com a TC Convencional e a Radiografia Panorâmica para a avaliação das estruturas ósseas do complexo maxilo-facial são evidentes (Winter et al., 2005; Garib, et al., 2007; Cavalcanti, 2008; Schulze et al. 2009). Os estudos de Rottke et al. (2013), Scarfe & Farman (2008), Ludlow JB e Ivanovic M (2008) corroboraram demonstrando que a dose de radiação da TCFC teve uma redução variante entre 23 a 224% em comparação com a TC Convencional. A dose de radiação emitida pela TCFC foi equivalente à dose de radiação de 5 a 74 Radiografias Panorâmicas.

Além dos benefícios de melhor qualidade de imagem e menor dose de radiação efetiva, a aceitação da TCFC na área da Odontologia foi influenciada também pelo menor custo de aquisição, instalação e manutenção do aparelho, conforto do paciente ao realizar o exame, tempo de aquisição da imagem e custo para o paciente. Rodrigues & Vitral (2007) alertaram para os princípios que devem ser respeitados ao solicitar o exame. Apesar do relativo baixo custo, o exame não deve ser solicitado como rotina devendo existir um princípio investigativo, como: suspeita de fratura radicular não aparente em radiografia periapical, de perfuração, investigação de rompimento de cortical óssea causada por lesão, de espessura óssea e qualidade óssea para instalação de implantes dentários, dentre outros.

Apesar dos inúmeros benefícios da TCFC na Odontologia, ainda existem algumas dificuldades técnicas a serem estudadas. A formação de artefatos pode dificultar ou atrapalhar o diagnóstico correto, principalmente quando há presença de objetos metálicos intraorais. A correção algorítmica do endurecimento do feixe tem sido um desafio. Estudos propuseram a redução do FOV, reconstrução monoenergética, dentre outras. Apesar do uso de correções de software para redução de artefatos, é inevitável a perda de detalhes na imagem ao redor do objeto de alta densidade, local de frequente interesse de estudo. (Nagarajappa, Dwivedi e Tiwari, 2015; Schulze et al. 2009; Castele et al., 2002; Scarfe & Farman, 2008; Barret e Keat, 2004; Tanaka *et al.* 2013)

O algoritmo de Feldkamp tem sido amplamente estudado e garante uma alta qualidade de imagem somente no plano central, degradando a imagem à medida que se distancia desse plano. O uso deste algoritmo torna-se interessante quando o

objeto a ser estudado demanda menor FOV, como na maioria das solicitações de TCFC da Odontologia. (Schulze *et al.*, 2011)

Abordagens mais modernas tentam evitar erros de reconstrução, completando informações faltantes ou incorretas. Porém, esses avanços exigem estudos prolongados e testes científicos. Testes algorítmicos estão sendo realizados e avaliados para aprimoramento da reconstrução computacional e consequente redução de artefatos na imagem final. (Nagarajappa, Dwivedi e Tiwari, 2015)

Técnicas para redução de artefatos de endurecimento do feixe foram descritas na literatura. Alguns algoritmos de reconstrução melhorada mostraram atenuação nos artefatos causados por próteses metálicas. (Kalender *et al.*, 1987; Lewis *et al.*, 2010). Técnicas como retro-projeção filtrada em um sinograma, técnicas de filtração e algoritmos iterativos são exemplos de abordagens para redução de artefatos de endurecimento do feixe. (Bazalova *et al.*, 2007; Draernet *et al.*, 2007; Tanaka *et al.*, 2013) O aumento da mA e kV para elevação do número de fótons mostrou redução do artefato em ruído. Este artefato mostrou redução também quando houve um aumento da espessura do feixe. (Haramati *et al.*, 1994; Lewis *et al.*, 2010)

O estudo de Mortaheb e Rezaeian (2015) demonstrou que o uso de algoritmo para a redução de artefato mostrou-se mais eficiente quando utilizado na fase de pré-processamento. Este estudo abre a discussão sobre a formação e a capacitação do profissional radiologista que irá realizar o exame. Mostra-se importante o exame bucal minucioso e descrição de possíveis fatores que venham a interferir na imagem tomográfica para que o radiologista possa utilizar-se das melhores calibrações tomográficas na fase de pré-processamento.

A TCFC deve ser solicitada quando existe justificativa para tal e tanto o profissional solicitante quanto o radiologista devem estar atentos para a presença de objetos ou condições que possam vir a causar a formação de artefatos. A partir disto, devem ser escolhidos o FOV, a mA, a kV e, caso possível, algoritmos pré e pós-processamento a fim da obtenção de uma melhor qualidade de imagem. Cabe ao solicitante estar atento e capacitado para interpretação da imagem, evitando

falsos diagnósticos. (Rodrigues e Vitral, 2007; Rodrigues *et al.*, 2010; Lewis *et al.*, 2010; Mortaheb e Rezaeian, 2015)

#### **4. CONSIDERAÇÕES FINAIS**

Os estudos demonstraram que a TCFC tem sido bem aceita na Odontologia para a avaliação das estruturas ósseas e dentárias do complexo maxilo-facial.

A presença de artefatos nas imagens tem sido um desafio na área tecnológica, mas estudos têm sido desenvolvidos em busca de algoritmos matemáticos que corrijam os erros de aquisição de imagem.

Estudos demonstram que variações de FOV, mA, kV e uso de algoritmos pré-processamento vem obtendo uma redução em artefatos do tipo endurecimento de feixe e ruído.

Os profissionais que trabalham na área de diagnóstico de imagem com TCFC devem estar aptos a identificar artefatos e distinguir de possíveis anomalias nas estruturas maxilo-faciais, evitando falso diagnósticos.

## 5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BARRETT JF, KEAT N. Artefacts in CT: recognition and avoidance. **Radiographics**. 2004;24:1679-91.

BAZALOVA M, BEAULIEU L, PALEFSKY S, VERHAEGENA F. Correction of CT artifact and its influence on Monte Carlo dose calculations. **Med Phys**. 2007;34:2119-32.

BHOOSREDDY A, SAKHAVALKAR P. Image deteriorating factors in cone beam computed tomography, their classification, and measures to reduce them: A pictorial essay. **J Indian Acad Oral Med Radiol**. 2014;26:293-7.

BOAS F, FLEISCHMANN D. CT artifacts: Causes and reduction techniques. **Imaging Med**. 2012;4(2), 229-240.

BUENO MR, ESTRELA C, AZEVEDO BC, JUNIOR AB, AZEVEDO JR. Tomografia computadorizada cone-beam: Revolução na Odontologia. **Rev Assoc Paul Cir Dent**. 2007;61(4):325-8.

CASTEELE EV, DYCK DV, SIJBERS J, RAMAN E. An energy-based beam hardening model in tomography. **Phys Med Bio**. 2002;47:4181-190.

CAVALCANTE J, DINIZ D, QUEIROZ R, CARREIRA P, LUNA A. Aplicação da tomografia na CTBMF: Relatos de caso. **Rev cir traumatol buco-maxilo-fac**. 2010;12(2):53-8.

CAVALCANTI, MGP. **Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico: Interpretação e Diagnóstico para o Cirurgião-Dentista**. São Paulo: Santos, 2010.

DE MAN B. Reduction of metal streak artefacts in X-ray computed tomography using a transmission maximum a posteriori algorithm. **IEE Trans Nuclear Sci**. 2000;47:977-81.

DRAENERT F, COPPENRATH E, HERZOG P, MULLER S, LISSE U. Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT. **Dentomaxillofac Radiol**. 2007;36:198-203.

ESMAEILI F, JOHARI M, HADDADI P, VATANKHAH M. Beam hardening artifacts: Comparison between two cone beam computed tomography scanners. **J Dent Res Dent Clin Dent Prospect**. 2012;6(2):49-53.

GARIB DG, JUNIOR RR, RAYMUNDO MV, RAYMUNDO DV, FERREIRA SN. Tomografia computadorizada de feixe cônico (cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na ortodontia. **Rev Dent Press Ortdon Ortop Facial**. 2007;12(2):23-7.

GUERRERO ME, JACOBS R, LOUBELE M, SCHUTYSER F, SUETENS P, VAN STEENBERGHE D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. **Clinical Oral Investigations**. 2006;10(1):1-7.

HARAMATI N, STARON R, MAZEL-SPERLING K, FREEMANK, NICKOLOFF E, BARAX C et al. CT scans through metal scanning technique versus hardware composition. **Comput Med Imaging Graph.** 1994;18(6):429-34.

HATCHER DC, ABOUDARA CL. Diagnosis goes digital. **Americ J of Ortho and Dent Orthop.** 2004;125(4):512-15.

KALENDER W, HEBEL R, EBERSBERGER J. Reduction of CT artifacts caused by metallic implants. **Radiology.** 1987;164(2):576-7.

KETCHAM A, CARLSON WD. Acquisition, optimization and interpretation of X-ray computed tomography imagery: applications to the geosciences. **Comput Geosci.** 2001;27:381-400.

KUUSISTO N, VALLITTU P, LASSILA L, HUUMONEN S. Evaluation of intensity of artefacts in CBCT by radio-opacity of composite simulation models of implants in vitro. **Dentomaxillofac Radiol.** 2015;44(2):20140157.

LENGUAS A, ORTEGA R, SAMARA G, LÓPEZ M. Tomografía computerizada de haz cónico. Aplicaciones clínicas en odontología; comparación con otras técnicas. **Cient dent.** 2010;7(2):147-159

LEWIS M, TOMS A, REID K, BUGG W. CT metal artefact reduction of total knee prostheses using angled gantry multiplanar reformation. **Knee.** 2010;17(4):279-82.

LOUBELE M, ASSCHE NV, CARPENTIER K, MÃES F, JACOBS R, STEENBERGHE DV et al Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.** 2007;105(4):512-8.

LUDLOW, J., & IVANOVIC, M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology,** 2008;106(1):106-14.

LUDLOW, J., DAVIES-LUDLOW, L., BROOKS, S., & HOWERON, W. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. **Dentomaxillofacial Radiology,** 2006;35(4):219-26.

MORTAHABED P, REZAEIAN M. Metal Artifact Reduction and Segmentation of Dental Computerized Tomography Images Using Least Square Support Vector Machine and Mean Shift Algorithm. **J Med Signals Sens.** 2016;6(1): 1–11.

MOZZO P, PROCACCI C, TACCONI A, MARTINI PT, ANDREIS IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. **Eur Radiol.** 1998;8(9):1558-64.

NAGARAJAPPA A, DWIVEDI N, TIWARI R. Artifacts: The downturn of CBCT image. **J Int Soc Prev Community Dent.** 2015;5(6):440–445.

NETO F, KURITA L, CAMPOS P. **Tomografia Computadorizada em Odontologia.** São Paulo: Ribeirão Preto, 2014.

RODRIGUES AF E VITRAL RWF. Aplicações da Tomografia Computadorizada na Odontologia. **Pesq Bras Odontoped Clin Integr,** João Pessoa, 2007;7(3):317-24.

RODRIGUES M. Tomografia computadorizada por feixe cônico: Formação da imagem, indicações e critérios de prescrição. **Odontol Clin Cient.** 2010;9(2):115-18.

ROTTKE D, PATZELT S, POXLEITNER P, SCHULZE D. Effective dose span of ten different cone beam CT devices. **Dentomaxillofac Radiol.** 2013;42:01-05.

SCARFE W, FARMAN A, SUKOVIC P. Clinical applications of Cone-Beam computed tomography in dental practice. **J Can Dent Assoc.** 2008;72(1):75-80.

SCHULZE R, BERNDT D, D'HOEDT B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. **Clin Oral Implants Res.** 2009;21:100-7.

SCHULZE R, HEIL U, GRO D, BRUELLMANN DD, DRANISCHNIKOW E, SCHWANECKE U et al. Artifacts in CBCT: a review. **Dentomaxillofac Radiol.** 2011;40:265-73.

TANAKA R, HAYASHI T, IKE M, NOTO Y, GOTO TK. Reduction of dark-band-like metal artifacts caused by dental implant bodies using hypothetical monoenergetic imaging after dual-energy computed tomography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol** 2013;115:833-838.

TERRA GTC. Tomografia computadorizada cone beam: avaliando sua precisão em medidas lineares. **J Biodent Biomater** 2011;2(1):10-6.

WEBBER RL, TSUKERT A, RUTTIMANN U. The effects of beam hardening on digital subtraction radiography. **J Periodont Res.** 1989;24:53-8.

WINTER AA, POLLACK AS, FROMMER HH, KOENING L. Cone beam volumetric tomography vs. Medical CT scanners. **NY State Dent J.** 2005;71(4):28-33.

YUAN F, SUN Y, XIE X, WANG Y, LV P. Quantitative assessment on artifacts of dental restorative material in cone beam computed tomography. **J Pekin University.** 2013;45(6):989-92.