

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA
CENTRO DE TECNOLOGIA
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO

Isadora Rodrigues Stangarlin

**MÉTODO DE REDUÇÃO DE EFEITOS DE ARTEFATOS
METÁLICOS EM IMAGENS DE TOMOGRAFIA DE BAIXA
RADIAÇÃO**

Santa Maria, RS
2018

Isadora Rodrigues Stangarlin

**MÉTODO DE REDUÇÃO DE EFEITOS DE ARTEFATOS METÁLICOS
EM IMAGENS DE TOMOGRAFIA DE BAIXA RADIAÇÃO**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Engenharia de Computação, Área de Concentração em Área de concentração do CNPq, da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS), como requisito parcial para obtenção do grau de **Bacharel em Engenharia de Computação**.

ORIENTADOR: Prof. Daniel Welfer

Santa Maria, RS
2018

Isadora Rodrigues Stangarlin

**MÉTODO DE REDUÇÃO DE EFEITOS DE ARTEFATOS METÁLICOS
EM IMAGENS DE TOMOGRAFIA DE BAIXA RADIAÇÃO**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Engenharia de Computação, Área de Concentração em Área de concentração do CNPq, da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS), como requisito parcial para obtenção do grau de **Bacharel em Engenharia de Computação**.

Aprovado em 28 de janeiro de 2018:

Daniel Welfer, Dr. (UFSM)
(Presidente/Orientador)

Daniel Fernando Tello Gamarra, Dr. (UFSM)

Cesar Ramos Rodrigues, Dr. (UFSM)

Santa Maria, RS
2018

AGRADECIMENTOS

“Se vi mais longe, foi por estar sobre ombros de gigantes”

Isaac Newton.

Gostaria de agradecer primeiramente à minha família, que sempre me deu apoio e suporte para realizar todos os meus sonhos, mesmo nem sempre concordando com eles. Que me deu amor e moldou a pessoa que me tornei. Não tenho palavras suficientes para agradecer.

Aos meus professores, especialmente ao meu orientador, pela dedicação do seu tempo e conhecimento para que este trabalho fosse concluído.

Por fim, aos meus amigos, que tornaram minha caminhada mais alegre e fácil, que compensaram a falta de casa, que dividiram comigo vitórias e angústias. Não teria sido o mesmo sem vocês.

"Eu quero ser tudo que sou capaz de me tornar."

(Katherine Mansfield)

RESUMO

MÉTODO DE REDUÇÃO DE EFEITOS DE ARTEFATOS METÁLICOS EM IMAGENS DE TOMOGRAFIA DE BAIXA RADIAÇÃO

AUTORA: Isadora Rodrigues Stangarlin

ORIENTADOR: Daniel Welfer

As tomografias computadorizadas apesar de terem apresentado um imenso salto desde sua criação até os dias de hoje ainda apresentam algumas falhas que impossibilitam, muitas vezes um diagnóstico preciso, uma delas, é o aparecimento de efeitos causados por artefatos metálicos. Ao entrar em contato com o metal, os raios X são atenuados, resultando em uma discrepância entre a imagem e a realidade anatômica. Sabe-se que a alta dosagem de raios X evita o surgimento desses efeitos, mas que em contrapartida é um tida como um dos principais contribuintes para o risco de câncer. Sendo assim, este trabalho visa desenvolver um método de redução de efeitos de artefatos metálicos em imagens de tomografia de baixa radiação de modo a auxiliar os especialistas a obter um diagnóstico mais preciso. Utilizando imagens de tomografia de baixa radiação e técnicas de processamento de imagens, este trabalho obteve uma média de 90% de aprovação em uma avaliação feita com cinco imagens por quatro especialistas em radiologia, diminuindo ou removendo, em alguns casos, totalmente os efeitos causados pelos artefatos.

Palavras-chave: Tomografia Computadorizada. Remoção. Artefatos Metálicos.

ABSTRACT

METHOD FOR REMOVING THE EFFECT OF METAL ARTIFACTS IN LOW-DOSES TOMOGRAPHY IMAGES

AUTHOR: Isadora Rodrigues Stangarlin

ADVISOR: Daniel Welfer

Computed Tomography (CT) despite of experiencing a huge leap since its creation until nowadays still presents some failures that make it impossible, many times, a precise diagnosis. One of them, is the emergence of effects caused by metallic artefacts. When interacting with the metal, the x-rays are attenuated, resulting in a discrepancy between the image and the anatomic reality. It is known that high doses of x-rays can avoid this effects, but on the other hand, is considered one of the principal contributors to the risk of cancer. Therefore, this paper aims to develop a method to decrease the effects of metallic artifacts in low-doses CT images in order to help the specialists to obtain a more precise diagnosis. Using low-doses TC images and techniques of image processing, this paper has obtained an average of 90% of approval in a avaliation with five images and four specialists in radiology, decreasing or removing, in some cases, totaly, the effects caused by the artefacts.

Keywords: Computed Tomography. Removal. Metal Artifacts.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Imagens de TC odontológica com e sem os efeitos causados pelos artefatos metálicos	11
Figura 1.2 – Imagem de TC odontológica ilustrando a localização do metal e dos efeitos causados pelo mesmo.	12
Figura 1.3 – Fluxograma dos problemas propostos para remoção dos efeitos dos artefatos metálicos	13
Figura 2.1 – Etapas de processamento de imagens	14
Figura 2.2 – Diferença entre CT e CBCT	16
Figura 2.3 – Imagem de TC odontológica e seu sinograma	17
Figura 2.4 – Diagrama do método FBP	17
Figura 2.5 – Resultado obtido através do método de Inpainting, onde, da esquerda para a direita, tem-se: imagem original; máscara; imagem resultante ..	18
Figura 4.1 – Fluxograma do método proposto	21
Figura 4.2 – Segmentação do metal. Da esquerda pra direita: Imagem original, Imagem original com delimitação manual das áreas em metal; Metal segmentado	22
Figura 4.3 – Subtração dos sinogramas. Da esquerda para a direita temos: Sinograma da imagem original; Sinograma do metal segmentado; Subtração dos sinogramas	22
Figura 4.4 – Sinograma reconstruído através de Inpainting	23
Figura 4.5 – Imagem reconstruída usando o algoritmo de FBP sem aplicar o método de inpainting	24
Figura 4.6 – Imagem reconstruída usando o algoritmo de FBP aplicando o método de inpainting	24
Figura 4.7 – Comparação das imagens, da esquerda para a direita, tem-se: Imagem original, Imagem reconstruída sem pós-processamento, Imagem reconstruída com pós-processamento	25
Figura 4.8 – Comparação mais detalhada entre a imagem reconstruída sem e com pós-processamento, respectivamente	26
Figura 5.1 – Comparação: antes e depois da aplicação do método proposto	28
Figura 5.2 – Detalhe da comparação de antes e depois	29
Figura 5.3 – Comparação: antes e depois da aplicação do método proposto	30
Figura 5.4 – Cortes da figura 5.3 para efeito de comparação entre o antes e o depois da aplicação do método proposto	31
Figura C.1 – Imagem 1	41
Figura C.2 – Imagem 2	42
Figura C.3 – Imagem 3	42
Figura C.4 – Imagem 4	43
Figura C.5 – Imagem 5	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 – Avaliação dos especialistas	28
--	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<i>FBP</i>	Filtered Back Projection
<i>LI</i>	Linear Interpolation
<i>TC</i>	Tomografia Computadorizada
<i>RAM</i>	Remoção de Artefatos Metálicos
<i>CA</i> + <i>SA</i>	Grupo de Pesquisa de Computação Aplicada em Saúde

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	10
1.1	MOTIVAÇÃO.....	10
1.2	OBJETIVOS.....	11
1.3	DESCRIÇÃO DOS PROBLEMAS	12
1.4	ORGANIZAÇÃO DOS CAPÍTULOS.....	13
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	14
2.1	PROCESSAMENTO DE IMAGENS	14
2.2	TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	15
2.3	SINOGRAMA.....	15
2.4	RETROPROJEÇÃO FILTRADA	16
2.5	INPAINTING	18
3	TRABALHOS RELACIONADOS	19
4	METODOLOGIA	20
4.1	MATERIAIS.....	20
4.1.1	Conjunto de imagens.....	20
4.1.2	Matrix Laboratory - MatLab.....	20
4.2	MÉTODO PARA REDUÇÃO DO ARTEFATO METÁLICO.....	21
4.2.1	Etapas do método proposto	21
4.2.2	Segmentação do metal	21
4.2.3	Obtenção dos sinogramas	22
4.2.4	Reconstrução da imagem	23
4.2.5	Pós-processamento	24
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	27
5.1	AVALIAÇÃO VISUAL DOS RESULTADOS	27
5.2	AVALIAÇÃO ESPECIALISTAS.....	28
5.3	DIFICULDADES	29
6	CONCLUSÃO	32
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	33
	APÊNDICE A – CÓDIGO MATLAB	36
	APÊNDICE B – VALIDAÇÃO DOS RESULTADOS PELOS ES- PECIALISTAS	40
	APÊNDICE C – IMAGENS USADAS PARA AVALIAÇÃO DOS ESPECIALISTAS	41

1 INTRODUÇÃO

1.1 MOTIVAÇÃO

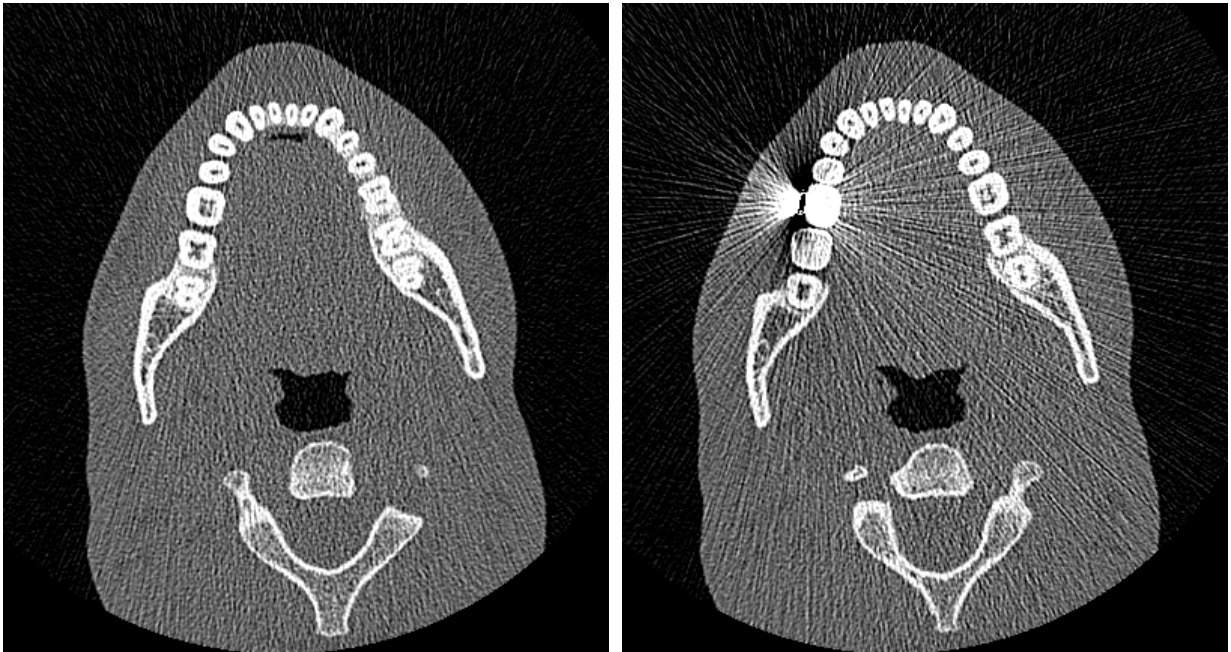
Foi em 1901 que Röntgen, cientista que descobriu os raios X, recebeu o primeiro Prêmio Nobel em física. Sua descoberta sobre os raios X, em 1895, foi relatada em apenas três de seus quase sessenta trabalhos publicados. (MARTINS, 1998). Mas foi só em 1973, que Ambrose apresentou um novo método para utilização dos raios X usando computador, dando início às tomografias computadorizadas (TC). Desde então, os diagnósticos por imagem sofreram uma grande evolução e esses avanços resultaram em exames de extrema qualidade, como se pode observar nos dias de hoje (KUTEKEN et al., 2015).

Porém, apesar de todo o avanço um problema ainda a ser enfrentado é a ocorrência de artefatos, que nada mais são do que a discrepância entre a imagem interpretada e a realidade anatômica presente no paciente no momento da aquisição da imagem (LEVITOV; DALLAS; SLONIM, 2013). Implantes metálicos, próteses, grampos cirúrgicos e até mesmo obturações dentárias são exemplos de artefatos que influenciam o diagnóstico, podendo gerar falsos positivos pois prejudicam a detecção das estruturas de interesse (SOUZA et al., 2016). A figura 1.1 ilustra os efeitos causados por artefatos metálicos em imagens de TC odontológicas.

Tendo em vista que artefatos metálicos são prejudiciais aos diagnósticos uso as palavras de Kutelen (2015, p.223), para explicar os danos causados pelos mesmos: "A formação dos artefatos metálicos deve-se ao número atômico elevado dos metais, que atenuam os raios X. Os resultados são inúmeras faixas hiperdensas e brilhantes, em forma de raios". Para contornar esse problema, é possível aumentar a dose de radiação para atenuar o efeito do artefato, pois quanto maior a energia que atravessa o metal, menor é a absorção ou filtração. Porém, a grande desvantagem desse método é que uma maior quantidade de energia prejudica a diferenciação dos tecidos moles sem falar do aumento da dose no paciente. (SOUZA et al., 2016)

Aumentar a dose de radiação vai contra os esforços globais, já que a TC é estimada em ser um dos principais contribuintes para o risco total de câncer e os fabricantes de grandes empresas como Philips, General Eletrics e Toshiba estão investindo em softwares e algoritmos para manter a qualidade mesmo usando baixas radiações. (KLINK et al., 2014)

Figura 1.1 – Imagens de TC odontológica com e sem os efeitos causados pelos artefatos metálicos



(a) Imagem de TC sem apresentar efeitos causados pelos metais

(b) Imagem de TC contendo os efeitos causados pelos metais

Fonte: Autoria própria

1.2 OBJETIVOS

Sabendo-se então que os artefatos são capazes de inviabilizar o diagnóstico e que é preciso atenuar esses efeitos para garantir cada vez uma melhor qualidade em imagens de TC e assegurar um diagnóstico preciso e seguro para os pacientes, a finalidade desse trabalho é o desenvolvimento de um algoritmo que reduza os efeitos causados por artefatos metálicos em imagens de TC de modo a ajudar no diagnóstico e possibilitar doses cada vez menores de radiação. Entre os objetivos específicos, podem-se citar:

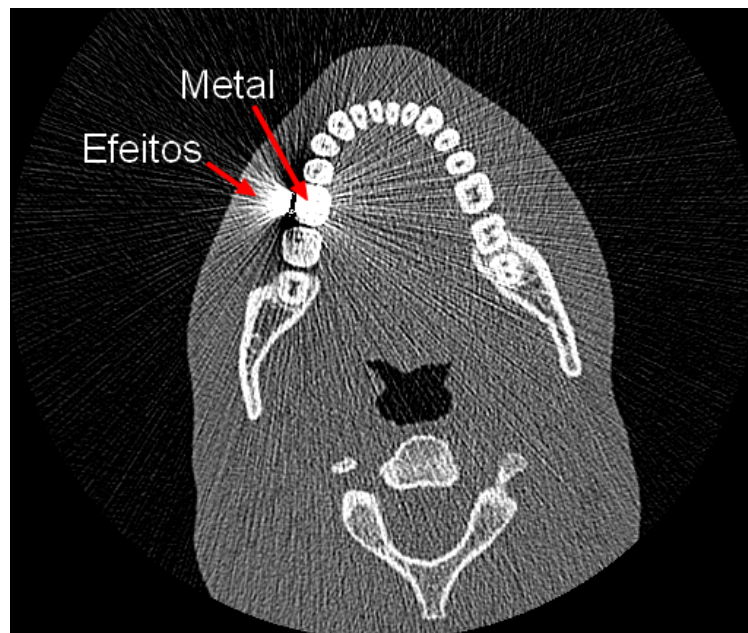
- Utilizar um conjunto de imagens de TC para a realização dos experimentos.
- Desenvolver um algoritmo capaz de reduzir os danos causados por artefatos metálicos em imagens de TC
- Avaliar a eficácia do algoritmo desenvolvido

1.3 DESCRIÇÃO DOS PROBLEMAS

O problema desse trabalho consiste em remover os efeitos causados pelos artefatos metálicos em imagens de TC, os quais são ilustrados na figura 1.2. Desta forma, o problema a ser resolvido consiste em três etapas: 1) Detecção do metal; 2) Remoção do metal; 3) Reconstrução da imagem. A seguir, cada uma das etapas são detalhadas.

1. A primeira etapa refere-se a detecção das áreas que contém metal na imagem, essa etapa é importante porque é necessário localizar as fontes causadoras dos efeitos, ou seja, os metais.
2. O próximo passo consiste em remover os metais da imagem. Mas para isso, não se pode apenas recortar os metais das imagens, pois dessa maneira, os efeitos continuariam, é necessário, então, trabalhar com as projeções dos raios X, ou seja, com os sinogramas.
3. Por fim, o último passo consiste em reconstruir a imagem. Nesse ponto, os metais foram removidos do sinograma e a imagem deve ser reconstruída como se os metais não existissem.

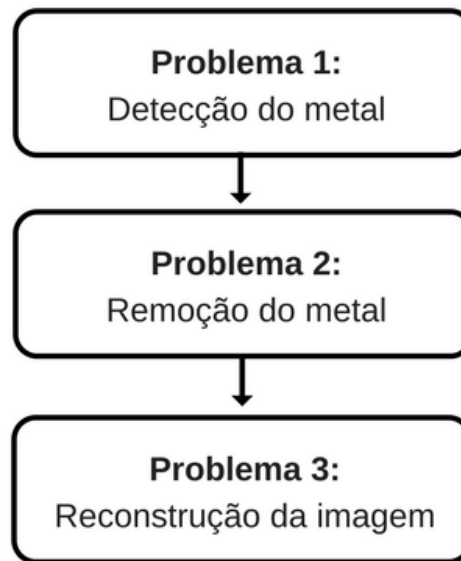
Figura 1.2 – Imagem de TC odontológica ilustrando a localização do metal e dos efeitos causados pelo mesmo.



Fonte: Autoria própria

O esquema resumido das etapas pode ser visto no fluxograma da figura 1.3.

Figura 1.3 – Fluxograma dos problemas propostos para remoção dos efeitos dos artefatos metálicos



Fonte: Autoria própria

1.4 ORGANIZAÇÃO DOS CAPÍTULOS

A seguir, a primeira parte do trabalho visa abordar as referências e fundamentações teóricas necessárias para o entendimento deste trabalho, no capítulo 3 serão apresentados trabalhos e pesquisas semelhantes que visavam resolver o mesmo problema. O capítulo 4 apresenta a metodologia da pesquisa, descrevendo a implementação, materiais utilizados e detalhamento do método proposto. O capítulo 5 apresenta os resultados obtidos, as formas de avaliação dos mesmos e são discutidas as dificuldades enfrentadas. Por fim, no capítulo 6, são feitas as considerações finais e a conclusão deste trabalho.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

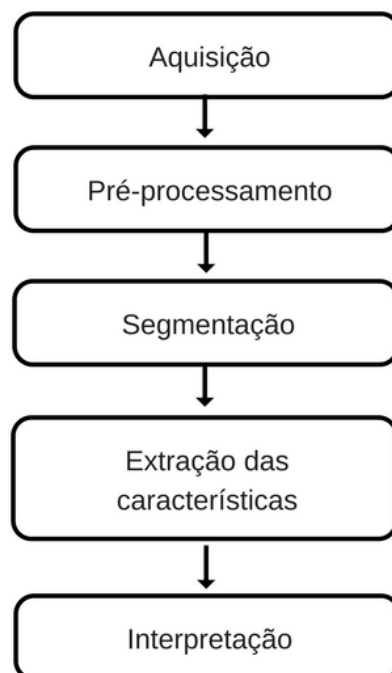
Este capítulo tem como objetivo introduzir assuntos e conceitos básicos que o leitor precisa para entender com clareza os temas que foram empregados nesse trabalho. Nas seções seguintes serão introduzidas noções de processamento de imagens, tomografia computadorizada, sinograma, retroprojeção filtrada e inpainting.

2.1 PROCESSAMENTO DE IMAGENS

Desde os anos 1920, técnicas de processamento de imagens vem sendo altamente exploradas, mas foi depois do advento dos computadores que a área de processamento de imagens teve seu crescimento mais expressivo. Por serem capazes de possibilitar duas importantes questões como o aprimoramento de informações para a interpretação humana e a análise automatizada por computador que essa área se consagrou e hoje é amplamente utilizada em diversas áreas do conhecimento e grandes avanços tecnológicos foram possibilitados devido aos estudos nesta área (FILHO; NETO, 1999).

Tendo-se então um sistema de processamento de imagens é possível extrair informações, de modo a ajudar a interpretação humana e interpretação automática feita por máquinas. Na figura 2.1, são mostradas as etapas do processamento de imagens:

Figura 2.1 – Etapas de processamento de imagens



Após a aquisição, a imagem passa por um pré-processamento, onde se normalizam os tamanhos, por exemplo, depois são aplicadas segmentação e extração das características em função do assunto do estudo. Tendo-se esses dados, é possível efetuar a interpretação, tanto por meio automático ou por um analista humano (CELIBERTO et al., 2008).

Neste trabalho, as técnicas de processamento de imagens são utilizadas de modo a aprimorar informações em imagens digitais possibilitando um diagnóstico mais fiel e seguro.

2.2 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

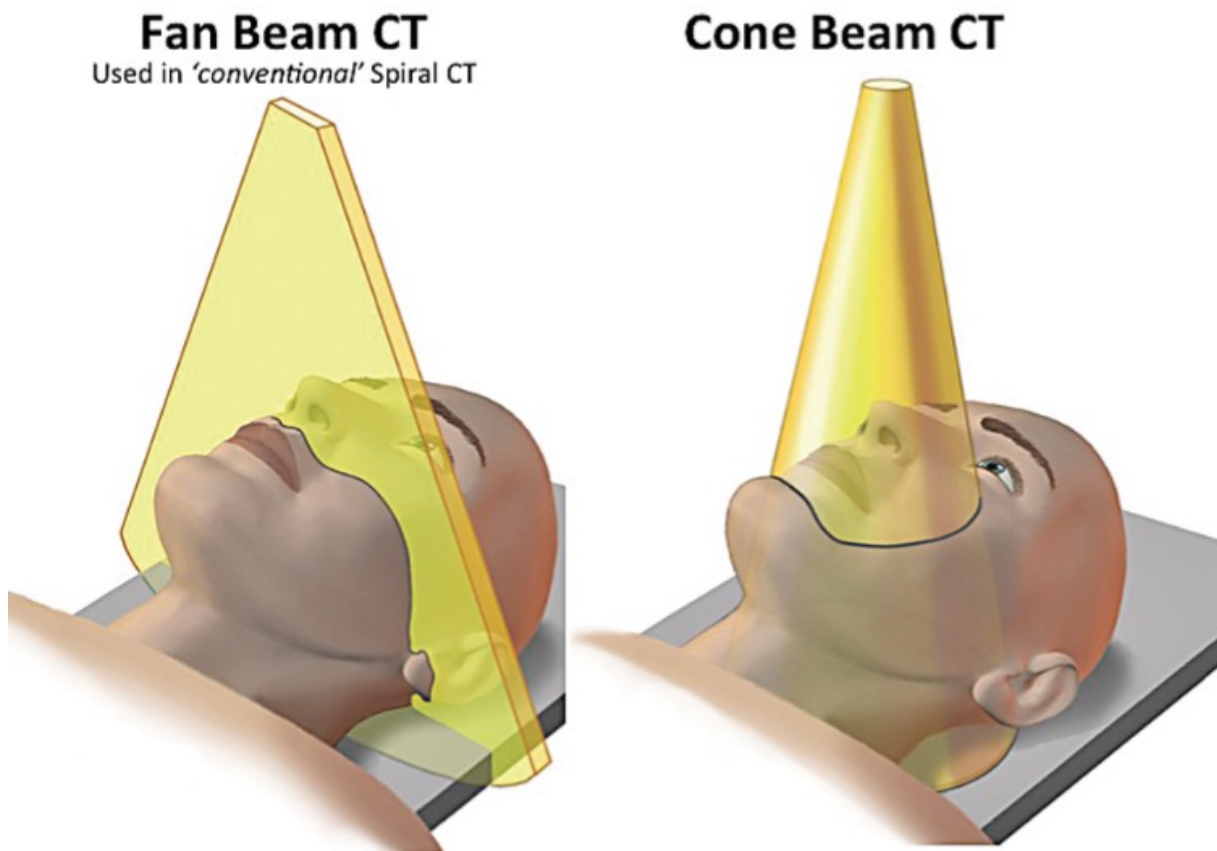
Diferentemente das radiografias, que projetam em um só plano as estruturas atravessadas pelos raios X, a tomografia computadorizada (TC) permite a reprodução de uma secção do corpo em quaisquer um dos três planos do espaço, mostrando as imagens em "fatias". Existem dois tipos principais de TC, a tradicional e a de feixe cônico (cone-beam computed tomography - CBCT), essa segunda, que permite um exame apenas da região da cabeça e pescoço, porém usando uma dose cerca de 15 vezes menor de radiação e uma menor produção de artefatos na presença de metais (GARIB et al., 2007). A figura 2.2 ilustra os dois tipos principais de TC.

A captação do exame é feita por uma moldura circular, que gira 360° graus ao redor do paciente, onde de um lado fica o detector e do lado oposto um tubo de raios X. O detector recebe parte da energia do feixe que atravessou o corpo, a atenuação dessa energia depende de onde ela passou, se eram ossos, músculos, órgãos, etc.. Um exemplo é o ar, que é o oposto verdadeiro, por isso, aparece em preto e os ossos que tem uma atenuação muito alta, aparecem em branco (WEBB; KAGADIS, 2003).

2.3 SINOGRAMA

Durante o giro 360° graus que o equipamento de tomografia faz ele vai acumulando o conjunto das projeções dos raios X, esse conjunto de projeções é chamado de "Raw Data", ou sinograma, que é a aquisição dos dados de diferentes ângulos ao longo de uma matriz. Para que se tenha a uma imagem legível, um software reconstrói esse sinograma e o transforma na região anatômica sob estudo. A técnica de reconstrução mais utilizada é retroprojeção filtrada, que será melhor explanada na próxima subseção (RADIOLOGIA,). A figura 2.3 ilustra uma imagem e seu respectivo sinograma.

Figura 2.2 – Diferença entre CT e CBCT



Fonte: Raiosxis - disponível em <https://raiosxis.com/a-diferenca-entre-tomografia-fan-beam-e-cone-beam>. Acesso em jan 2018

2.4 RETROPROJEÇÃO FILTRADA

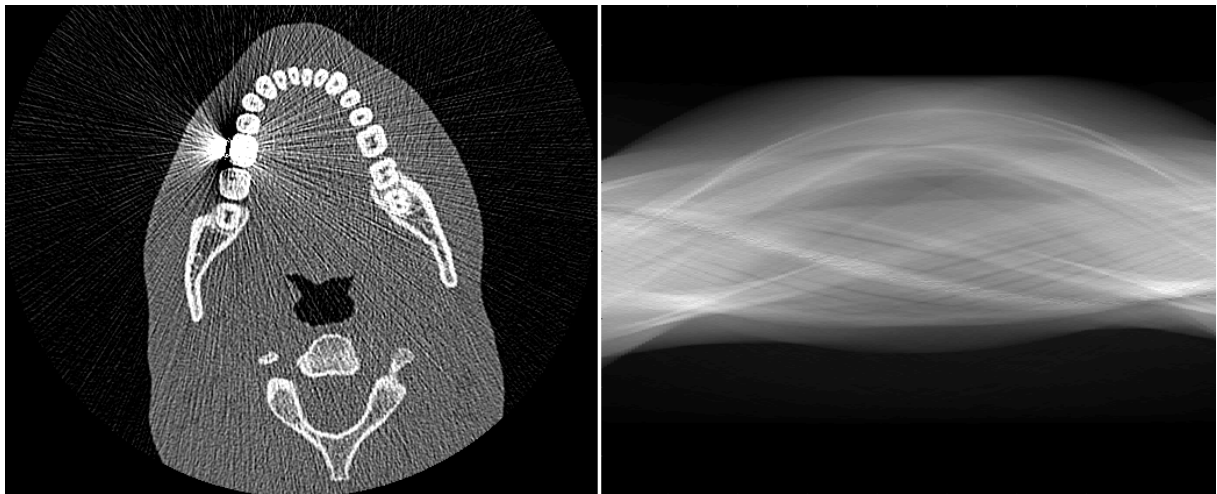
Sendo o algoritmo mais comum em reconstrução de imagens de tomografia, o FBP - acrônimo do inglês "Filtered Back Projection" ou Retroprojeção Filtrada foi o primeiro algoritmo de reconstrução de imagens a ser utilizado (FARIA, 2013).

Nas palavras de Faria, D. (FARIA, 2013) para sua implementação "é necessário obter a transformada de Fourier 1D para cada projeção, filtrar a transformação resultante com um filtro rampa (juntamente com um filtro suavizante) e computar a transformada inversa de Fourier da projeção filtrada e retro-projetar os dados para cada posição angular".

Esse algoritmo permite a reconstrução da imagem através de seu sinograma e é um algoritmo fácil e de rápida execução embora produza imagens com um ruídos e algumas imperfeições.

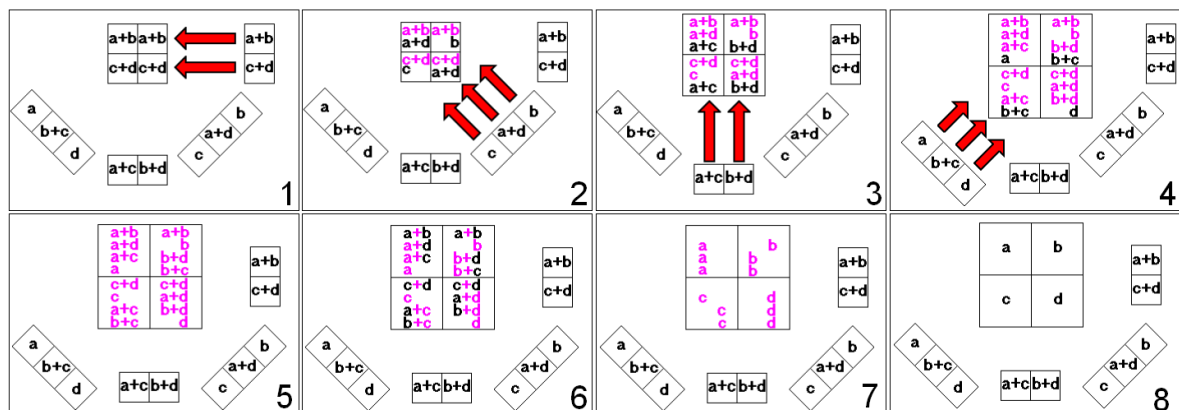
A figura 2.4 ilustra de maneira simples e de fácil compreensão como funciona o algoritmo de FBP. Pode-se analisar que o quadrado 2x2 do centro da figura 2.4 é a imagem e ao redor, tem-se as projeções, que nada mais são do que informações. Para a

Figura 2.3 – Imagem de TC odontológica e seu sinograma



Fonte: Autoria própria

Figura 2.4 – Diagrama do método FBP



Fonte: (JR,)

reconstrução, as informações de todas as projeções são inseridas novamente na imagem e ao final, retiram-se as informações comuns e tem-se a imagem reconstruída. É possível perceber que invertendo o sentido das flechas vermelhas, tem-se o processo de criação do sinograma.

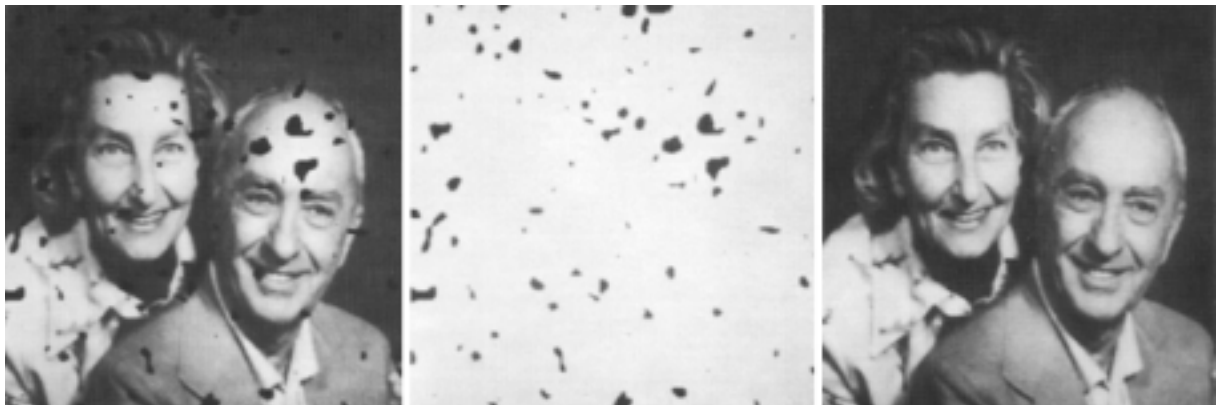
Para este trabalho, o algoritmo de reconstrução de CT utilizado estava disponibilizado na comunidade de troca de arquivos da MathWorks e intitulado CT reconstruction package (Copyright (c) 2017, Mark Bangert All rights reserved.)

2.5 INPAINTING

Também chamado de interpolação de imagens, o problema de Inpainting, da tradução retoque ou restauro, é uma técnica que consiste em modificar áreas de uma imagem de modo que não seja perceptível ao observador. Essa ferramenta possibilita, por exemplo, remover danos em pinturas e imagens ou até mesmo remover objetos por completo (BERTALMIO et al., 2000). O método de Inpainting é baseado em interpolações lineares e para o seu funcionamento é necessária a criação de uma máscara, delimitando a área a ser restaurada, como se pode observar na Figura 2.5.

Nesse trabalho, assim como o algoritmo de reconstrução, foi usado um algoritmo disponível na comunidade de troca de arquivos da MatWorks chamado MATLAB Codes for the Image Inpainting Problem (Copyright (c) 2016, Simone Parisotto and Carola-Bibiane Schoenlieb. All rights reserved)

Figura 2.5 – Resultado obtido através do método de Inpainting, onde, da esquerda para a direita, tem-se: imagem original; máscara; imagem resultante



Fonte: (BERTALMIO et al., 2000)

3 TRABALHOS RELACIONADOS

Existem várias técnicas de redução de artefatos metálicos (RAM). A abordagem mais utilizada se baseia na correção do sinograma, que é o conjunto de projeções alinhadas ao longo de uma matriz. Algumas vezes, os dados ao redor dos metais estão completamente corrompidos ou faltantes de modo que esses dados precisam ser completados no sinograma. Uma das maneiras de fazer isso é através de interpolação linear (LI) das projeções das vizinhanças ou por métodos matemáticos. As técnicas que envolvem completar o sinograma são as mais usadas e desenvolvidas para RAM devido a serem mais simples e mais rápidas de implementar (ABDOLI et al., 2014) (ANDERSEN, 1989).

Baseada em melhorar os métodos de LI, Meyer et al (MEYER et al., 2010) criaram um método chamado NMAR (Normalized Metal Artifact Reduction) que primeiro faz a normalização do sinograma para depois, com interpolação linear reconstruir a imagem.

Outro tipo de técnica é a de pré-processamento baseado em física que visa corrigir os dados correspondentes às regiões com metal da imagem para melhorar a reconstrução removendo ou minimizando ruído, dispersão e endurecimento do feixe (GJESTEBY et al., 2016).

Conhecido por ser um método híbrido, ou seja, combina várias técnicas para alcançar uma performance aprimorada o Metal Deletion Technique (MDT), desenvolvido por Boas et Al (BOAS; FLEISCHMANN, 2011) é um método iterativo que usa dados das partes não metálicas de alta qualidade na imagem para reconstruir as partes metálicas e o seus entornos na imagem. A imagem inicial é obtida usando LI, depois, são feitas várias interações de FBP onde os valores corrompidos são substituídos pelos seus valores das interações anteriores.

A técnica chamada de Selective Algebraic Reconstruction Technique (SART) foi utilizada por (ANDERSEN, 1989) para reconstruir as áreas de metal da imagem. Essa técnica envolve reconstrução algébrica interativa e filtros de preservação de bordas junto com regiões de interesse que representam áreas não afetadas pelos artefatos luminosos.

Uma abordagem menos popular é a de pós-processamento, que procura fazer correções no domínio da imagem, ou seja, após a reconstrução. De acordo com (GJESTEBY et al., 2016), sozinhas, essas técnicas não são muito eficientes, porém combinada com algum método de reconstrução é possível obter uma certa melhora através de pós-processamento.

Nesse trabalho, serão trabalhadas diversas técnicas, como LI e reconstrução de sinograma através de FBP e também técnicas de pós-processamento de modo a criar um algoritmo eficiente que possa melhorar a qualidade de imagens de CT e ajudar no diagnóstico.

4 METODOLOGIA

Neste capítulo será apresentada a metodologia para a realização desta pesquisa. Os materiais utilizados são descritos na seção 4.1 e o passo a passo do método desenvolvido é detalhado na seção 4.2.

4.1 MATERIAIS

4.1.1 Conjunto de imagens

As imagens de TC odontológicas utilizadas neste trabalho foram fornecidas em arquivo anonimizadas pelo Hospital Universitário de Santa Maria. O arquivo contém 65 imagens de TC odontológico porém, somente em algumas delas estão presentes os efeitos dos artefatos metálicos. Foram utilizadas também algumas imagens de TC de diferentes partes do corpo humano, também contendo metais, que foram selecionadas da internet para que fosse possível analisar o desempenho do algoritmo.

Sendo assim, foram utilizadas diversas imagens a fim de testar os resultados do algoritmo tanto em imagens de TC odontológicas como em imagens de TC do corpo, assim como para testar o desempenho em relação ao nível de comprometimento da imagem devido a presença dos artefatos.

4.1.2 Matrix Laboratory - MatLab

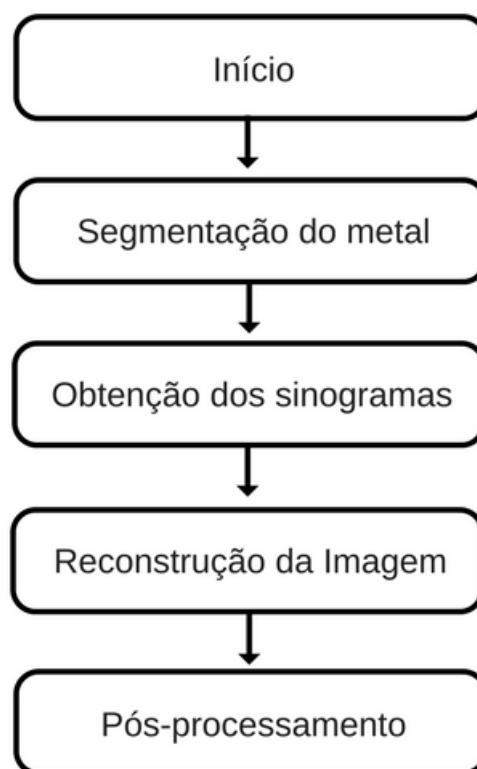
O software MatLab é um software de alto nível destinado a cálculos com matrizes que possibilita a análise de dados, construção de gráficos e algoritmos. É uma ferramenta popular utilizada para o processamento de imagens digitais pois possibilita a manipulação de imagens em formato binário, representação utilizada pelos computadores. Através dessa conversão, o MatLab possui um Toolbox, ou seja, conjunto de rotinas armazenadas, que considera as imagens como matrizes de dados permitindo a solução de problemas numéricos de maneira mais simples do que em outras linguagens de programação.(MARCHETTO, 2016) O algoritmo proposto nesse trabalho foi desenvolvido usando o software MatLab na versão R2015b.

4.2 MÉTODO PARA REDUÇÃO DO ARTEFATO METÁLICO

4.2.1 Etapas do método proposto

O método proposto é composto por quatro etapas que são: Segmentação do metal; Obtenção dos sinogramas; Reconstrução da Imagem e Pós-processamento. A figura 4.1 representa o fluxograma do método proposto.

Figura 4.1 – Fluxograma do método proposto

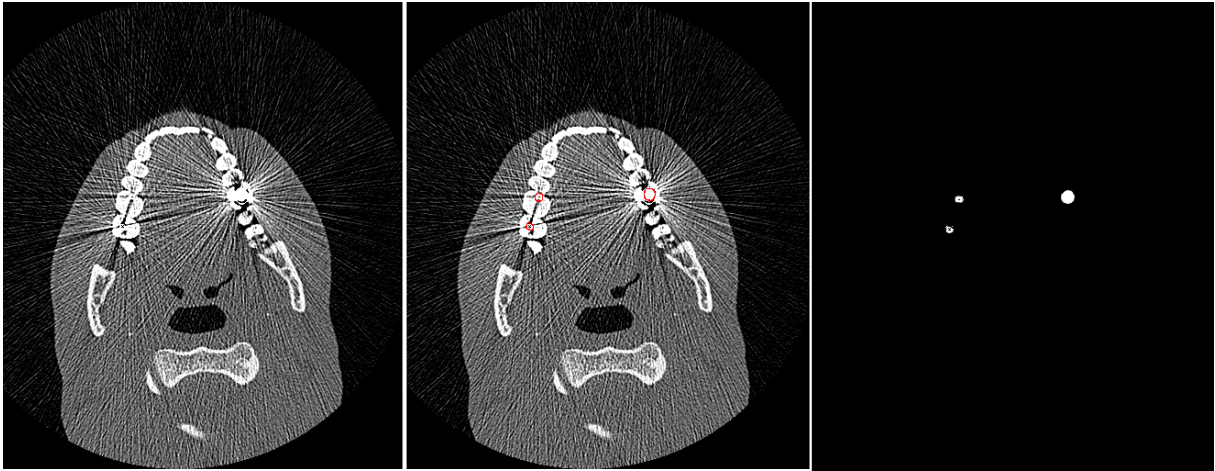


Fonte: Autoria própria

4.2.2 Segmentação do metal

Primeiramente, é necessário segmentar, ou seja, separar a área da imagem que contém metal. O objetivo dessa segmentação é poder obter os sinogramas, da imagem como um todo e apenas da área que contém metal. Essa segmentação é feita a mão, sendo assim, o usuário delimita a área em que o metal está presente manualmente.

Figura 4.2 – Segmentação do metal. Da esquerda pra direita: Imagem original, Imagem original com delimitação manual das áreas em metal; Metal segmentado



Fonte: Autoria própria

4.2.3 Obtenção dos sinogramas

A etapa de obtenção dos sinogramas é dividida em três etapas:

- Obtenção do sinograma da imagem original
- Obtenção do sinograma do metal segmentado
- Subtração dos sinogramas

O objetivo dessa etapa é obter, ao final, o sinograma do metal subtraído do sinograma original para que desse modo possamos reconstruir a imagem sem os efeitos causados pelo metal. A figura 4.3 ilustra as três etapas.

Figura 4.3 – Subtração dos sinogramas. Da esquerda para a direita temos: Sinograma da imagem original; Sinograma do metal segmentado; Subtração dos sinogramas



Fonte: Autoria própria

4.2.4 Reconstrução da imagem

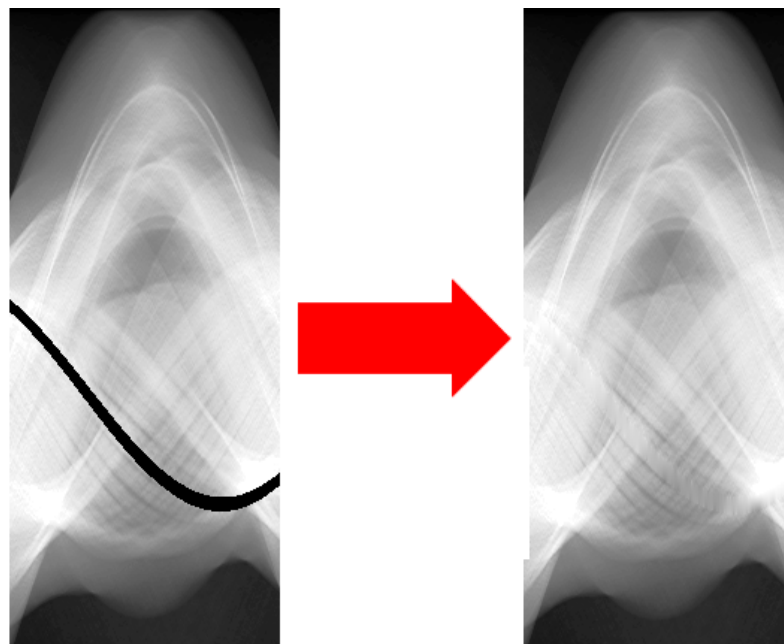
O primeiro passo deste método foi transformar a imagem em sinograma, para que fosse possível trabalhar com as projeções e remover o metal causador dos efeitos indesejados. Agora, o objetivo dessa etapa é sair do domínio do sinograma e reconstruir a imagem sem os efeitos dos metais, já que eles foram removidos.

Para isso, a etapa de reconstrução é dividida em duas etapas:

- Reconstrução do sinograma através de Inpainting
- Reconstrução da imagem através de FBP

Após fazer a subtração dos sinogramas, é necessário reconstruir na imagem a porção de sinograma que foi removida, ou seja, é necessário preencher com informações a área que foi removida da imagem. Para preencher esse espaço, faz-se o uso do algoritmo de inpainting e de uma máscara, que determina a região que deve ser preenchida. Sendo assim, esses valores são preenchidos de acordo com os valores das áreas próximas. O resultado da aplicação desse método pode ser visto na figura 4.4.

Figura 4.4 – Sinograma reconstruído através de Inpainting

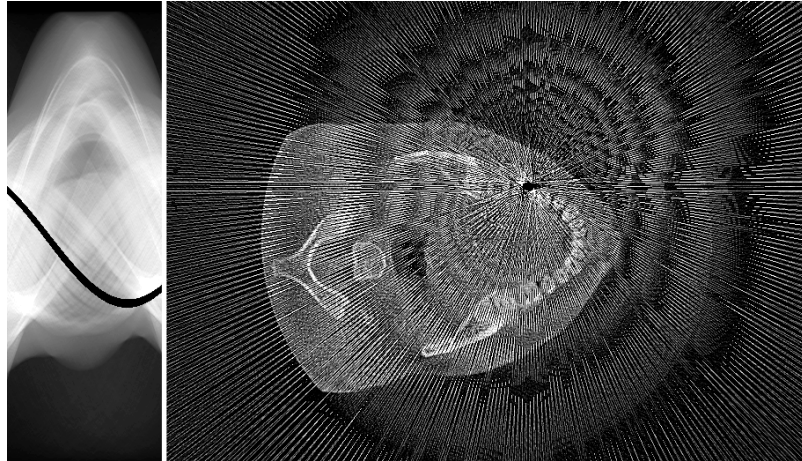


Fonte: Autoria própria

Tendo-se então o sinograma completo, é possível através do algoritmo de FBP reconstruir a imagem, só que desta vez, sem as interferências causadas pelo metal. Esse algoritmo utiliza o sinograma como entrada, para então através de transformadas de Fourier reconstruir as projeções e transformá-las em uma imagem que represente a realidade anatômica.

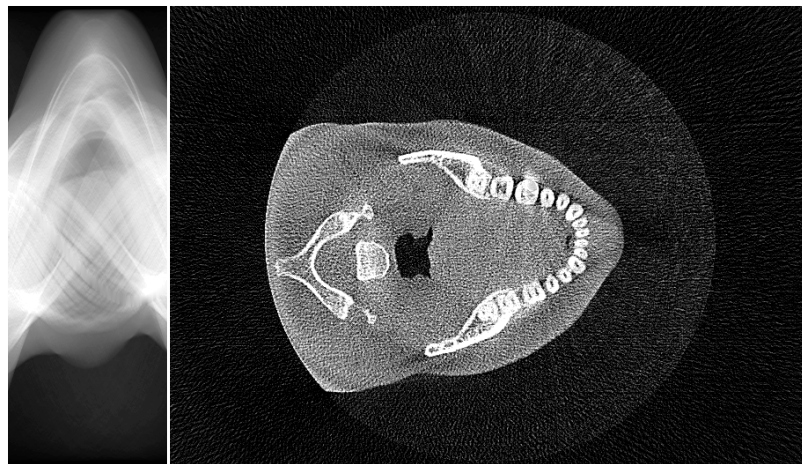
O motivo pelo qual é necessário o uso do algoritmo de Inpainting é que sem ele, se perdem informações e a imagem depois de reconstruída não apresenta o resultado desejado. É possível ver a diferença de resultados nas figuras 4.5 e 4.6

Figura 4.5 – Imagem reconstruída usando o algoritmo de FBP sem aplicar o método de inpainting



Fonte: Autoria própria

Figura 4.6 – Imagem reconstruída usando o algoritmo de FBP aplicando o método de inpainting



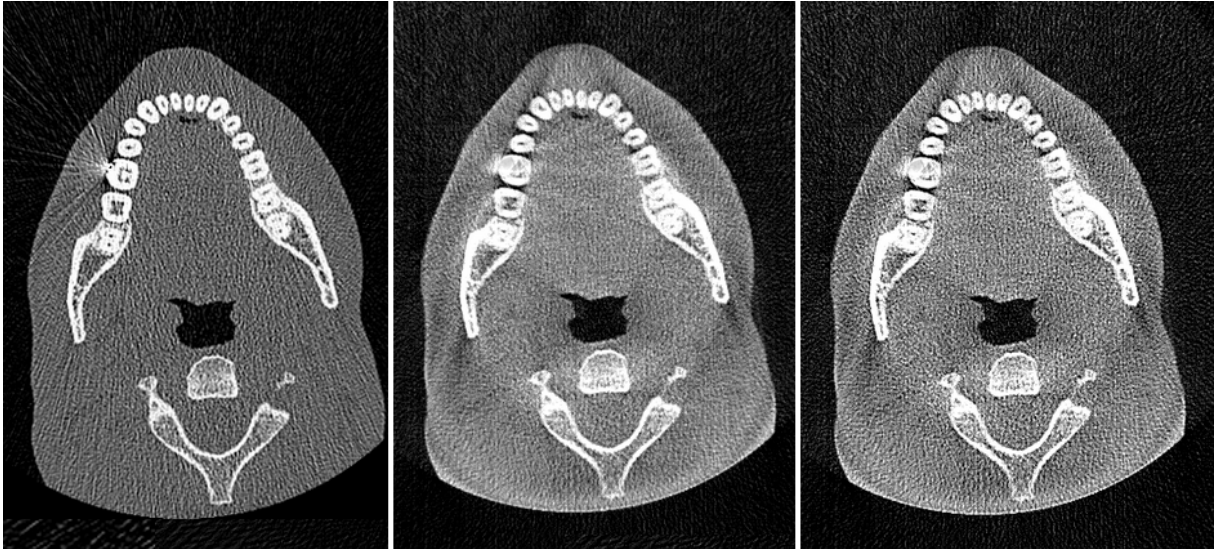
Fonte: Autoria própria

4.2.5 Pós-processamento

Tendo-se a imagem reconstruída, é possível notar que em relação à imagem original houve uma perda de nitidez, onde os contornos das partes brancas (ossos) perderam um

pouco do detalhamento e ficaram "borradas". A figura 4.7 ilustra a comparação das imagens.

Figura 4.7 – Comparação das imagens, da esquerda para a direita, tem-se: Imagem original, Imagem reconstruída sem pós-processamento, Imagem reconstruída com pós-processamento

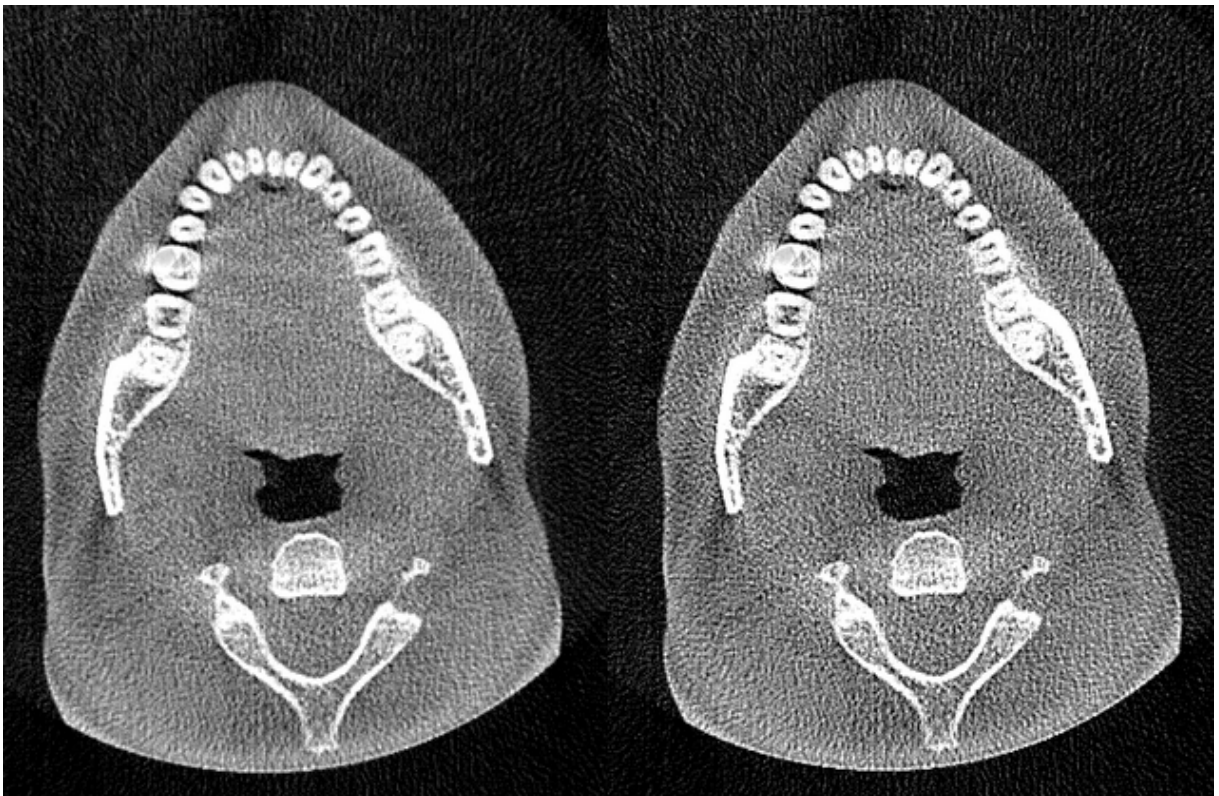


Fonte: Autoria própria

Devido a esse fato, foi incluída uma etapa de pós-processamento onde é inserido um efeito de nitidez. A figura 4.8 mostra em detalhe a comparação entre a imagem reconstruída com e sem o efeito de nitidez e pode-se notar que na segunda imagem as bordas dos dentes ficam mais delimitadas, apesar de adicionar um pouco de ruído à imagem como um todo.

Os códigos, desenvolvidos no Matlab, que foram utilizados para a realização deste trabalho podem ser encontrados no apêndice A.

Figura 4.8 – Comparação mais detalhada entre a imagem reconstruída sem e com pós-processamento, respectivamente



Fonte: Autoria própria

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este capítulo visa apresentar a discussão dos resultados obtidos. A avaliação dos resultados será feita de duas formas, primeiramente visual, através da comparação dos resultados obtidos avaliando-se apenas a remoção dos efeitos dos artefatos e a segunda avaliação será feita por especialistas em radiologia convidados a analisarem um grupo de imagens e avaliar tanto a remoção dos efeitos metálicos como se a mesma prejudica o diagnóstico.

5.1 AVALIAÇÃO VISUAL DOS RESULTADOS

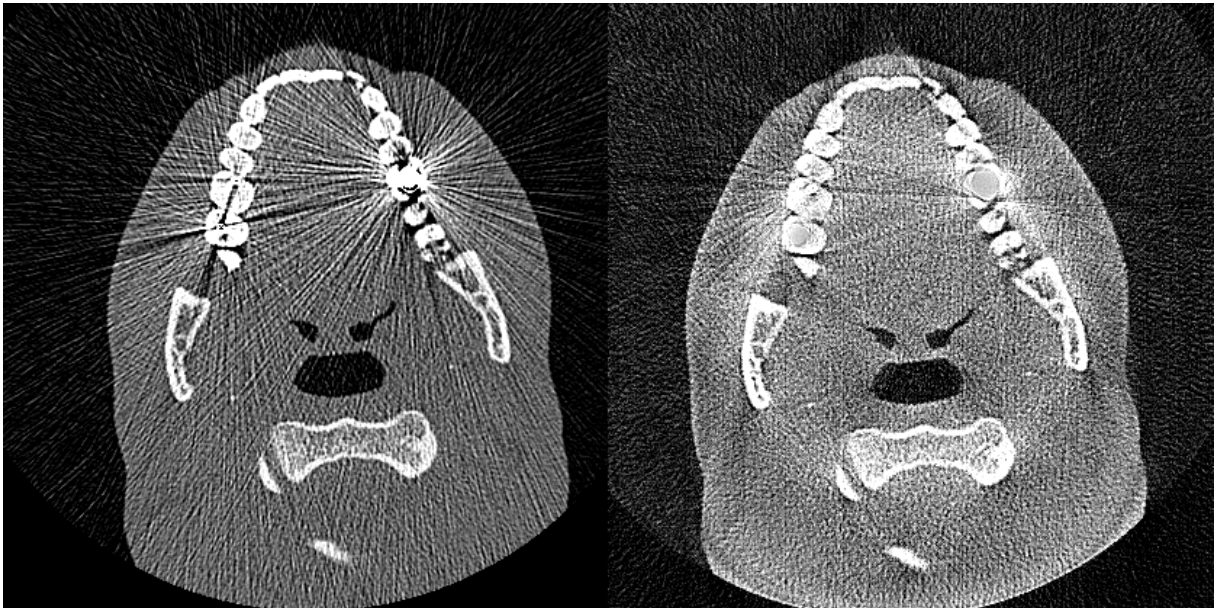
Nesta seção, serão avaliadas as imagens apenas de maneira visual, do ponto de vista da computação, sem levar em conta a prática clínica. Por essa razão, a próxima seção apresenta uma avaliação realizada por especialistas que utilizam imagens de TC no dia a dia para a prática clínica, avaliando se o método facilita ou não o diagnóstico.

Em um primeiro momento, procurou-se avaliar os resultados de modo quantitativo através de métricas presentes no Matlab, porém, essas métricas avaliam a comparação entre duas imagens em relação a ruído, desfocagem e artefatos de compressão. Portanto, como as imagens usadas neste trabalho são diferentes umas das outras em questões estruturais, já que em alguns casos foi possível ver estruturas que estavam escondidas pelos efeitos dos artefatos, não seria possível que fossem avaliadas com esses parâmetros fornecidos pelo Matlab. Esses parâmetros servem para testar algoritmos de compressão, por exemplo, onde se avaliam duas imagens estruturalmente iguais, porém, com mais ou menos ruído, mais ou menos desfoque.

A figura 5.1 ilustra o resultado de antes e depois de uma imagem que continha dois pontos contendo metais e bastante presença de artefatos. Pode-se perceber que os artefatos foram bastante atenuados, porém que a imagem perdeu um pouco da nitidez, principalmente as bordas dos elementos brancos. Porém, percebe-se que nenhuma estrutura foi perdida ou acrescentada. Na figura 5.2 pode-se observar em detalhe o quanto foram reduzidos os efeitos causados pelos artefatos.

Ainda na figura 5.1, observa-se um exame de TC da boca, onde os efeitos dos artefatos entre os dentes, no centro da imagem, não cobrem nenhuma estrutura, portanto apesar de reduzir bastante os efeitos dos artefatos não possibilita um diagnóstico mais preciso. Diferentemente, da figura 5.3, onde tem-se uma imagem de uma prótese de quadril que com o uso do método desenvolvido é possível visualizar várias estruturas que antes estavam cobertas pelos raios.

Figura 5.1 – Comparação: antes e depois da aplicação do método proposto



Fonte: Autoria própria

5.2 AVALIAÇÃO ESPECIALISTAS

Então, de modo a ter uma avaliação da parte clínica, foram contatados quatro especialistas em radiologia, tanto da parte odontológica quanto da área da medicina. A avaliação foi feita através de um formulário, anexado no apêndice B, onde foram apresentados os antes e depois de cinco imagens, que estão anexadas no apêndice C. Para todas as imagens a pergunta foi simples: "O método apresentou melhoras na remoção dos artefatos na imagem?"

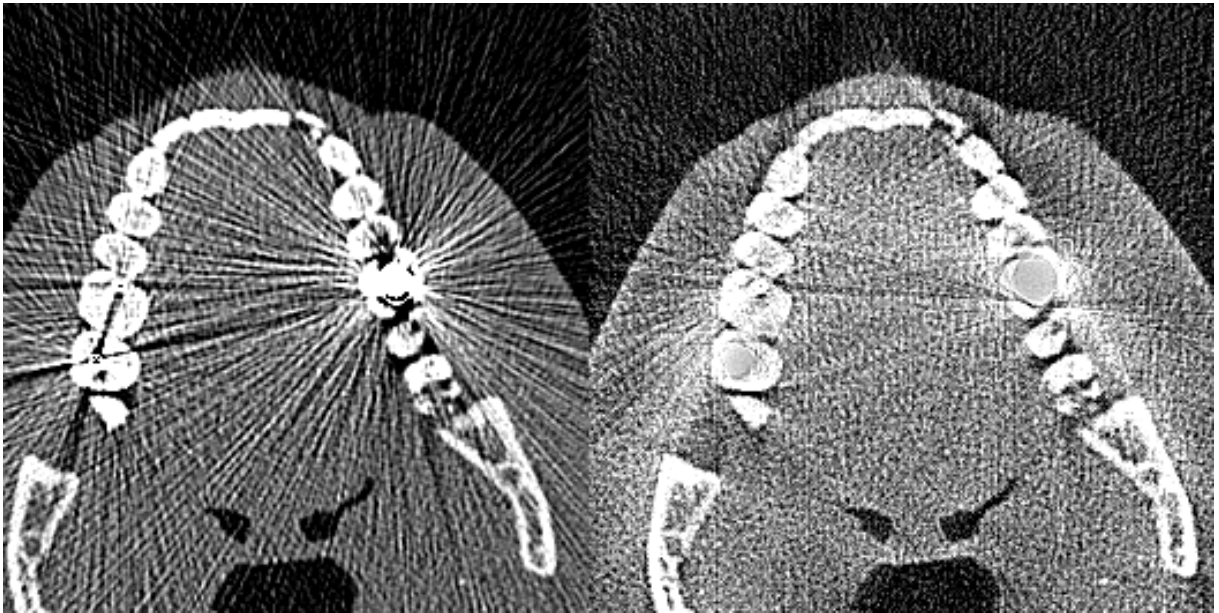
Imagem	Esp1	Esp2	Esp3	Esp4
1	Sim	Sim	Não	Sim
2	Sim	Sim	Não	Sim
3	Sim	Sim	Sim	Sim
4	Sim	Sim	Sim	Sim
5	Sim	Sim	Sim	Sim

Tabela 5.1 – Avaliação dos especialistas

Para cada imagem foi também colocado uma caixa de comentários, onde os especialistas poderiam fazer sugestões ou explicar sua avaliação. O especialista Esp3 justificou: "anula e/ou substitui o artefato, porém diminui a qualidade da imagem".

Após essa avaliação, que obteve 90% de aprovação pelos especialistas, ainda foram testados vários métodos para tentar aprimorar a qualidade da imagem usando técnicas de pós-processamento ou até mesmo testando onde que a qualidade foi perdida. Chegou-se a

Figura 5.2 – Detalhe da comparação de antes e depois



Fonte: Autoria própria

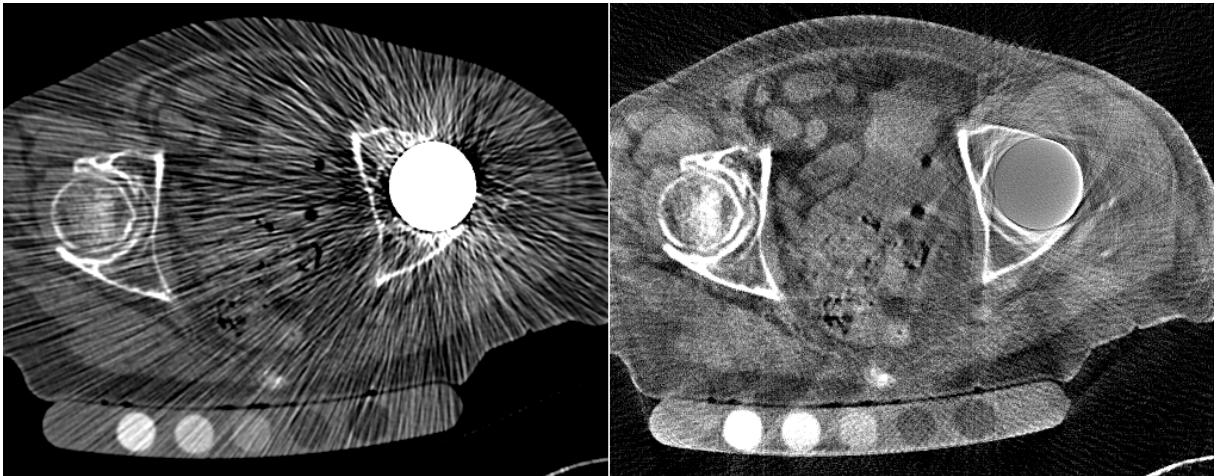
conclusão que a perda de qualidade da imagem é devida ao algoritmo de FBP, que mesmo reconstruindo o sinograma original, perde qualidade. Através de pós-processamento é muito difícil ter mudanças significativas na imagem, porém mesmo assim, como visto anteriormente, foi adicionado um pouco de nitidez.

Nota-se também, que na figura 5.3 o ruído fica mais acentuado. Mas que no geral, nenhuma estrutura parece ter sofrido alterações ou foram excluídas. A figura 5.4 apresenta uma série de cortes da figura 5.3 a fim de demonstrar mais detalhadamente as estruturas que antes eram impossíveis de se ver e que depois da aplicação do método ficaram bem mais nítidas.

5.3 DIFICULDADES

Apesar de ter um grande interesse pela área desta pesquisa, foi um grande desafio ter os conhecimentos necessários para que esse trabalho pudesse sair do papel. Foi necessário entender como funciona o princípio básico de TC, para entender que existiam sinogramas e que os mesmos podiam ser manipulados e até mesmo reconstruídos. Mas acredito que a maior dificuldade foi a dependência da avaliação de especialistas para guiarem o processo até chegar ao método que aqui foi apresentado. Muitas vezes o olhar leigo acabou guiando para um resultado que não foi acatado pelos especialistas e poder contar com suas avaliações esporadicamente dificultaram um pouco o processo.

Figura 5.3 – Comparação: antes e depois da aplicação do método proposto



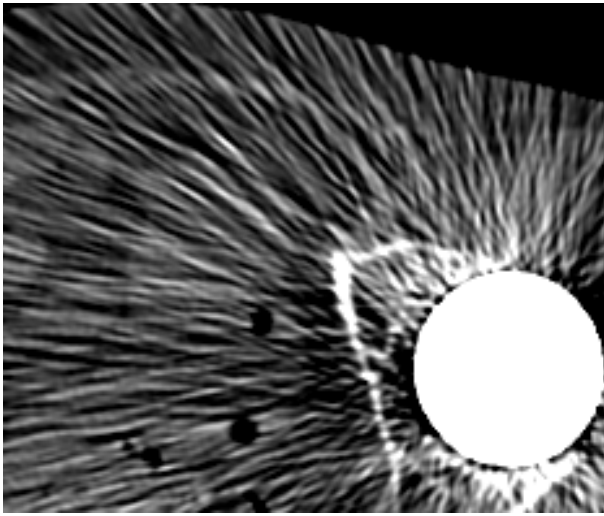
Fonte: Autoria própria

Por se tratar de um trabalho interdisciplinar, contamos com a ajuda dos professores integrantes do grupo de pesquisa CA+SA (Computação Aplicada em Saúde), que conta com professores de diversas áreas, os quais se dispuseram a fazer a avaliação dos resultados. O que teria sido muito mais difícil sem o suporte do grupo de pesquisa.

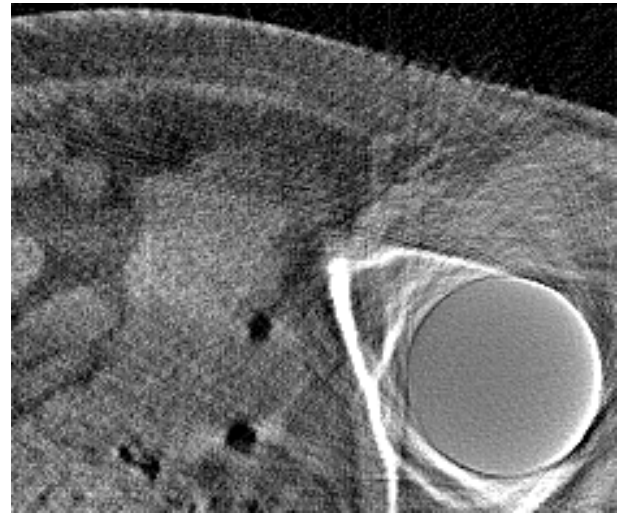
Outro empecilho são as imagens de TC, que por serem de baixa radiação já não apresentam uma qualidade muito grande e quando submetidas ao algoritmo de FBP têm sua qualidade decrementada, o que dificulta a obtenção de melhores resultados.

Este trabalho foi desenvolvido durante 4 meses de pesquisa, porém muitos dos conhecimentos utilizados aqui foram aprendidos durante pesquisas anteriores realizadas com o professor Welfer também relacionadas à saúde, pois ambos participamos do grupo de pesquisa CA+SA. Por não dispor de mais tempo e por se tratar de uma pesquisa complexa que envolve vários tipos de conhecimentos e também por ser uma pesquisa inovadora dentro do grupo de pesquisa, não pudemos contar com qualquer material de auxílio por não haver pesquisas anteriores no grupo, o que dificultou o processo. Pretende-se dar continuação a esse trabalho em uma pesquisa de mestrado para tentar melhorar os resultados obtidos e desenvolver um algoritmo em java que possa ser utilizado pelos hospitais.

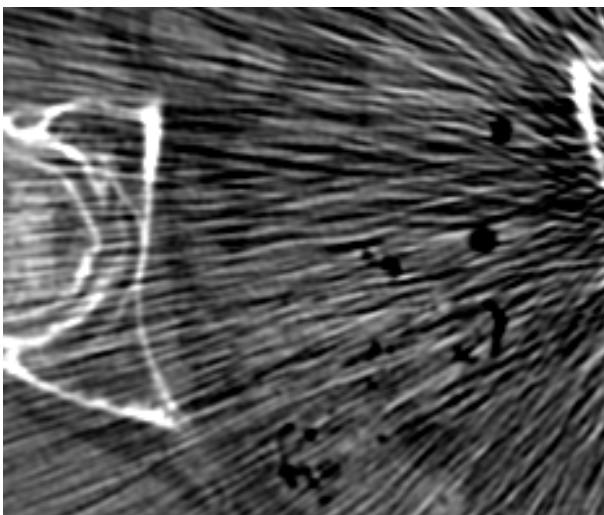
Figura 5.4 – Cortes da figura 5.3 para efeito de comparação entre o antes e o depois da aplicação do método proposto



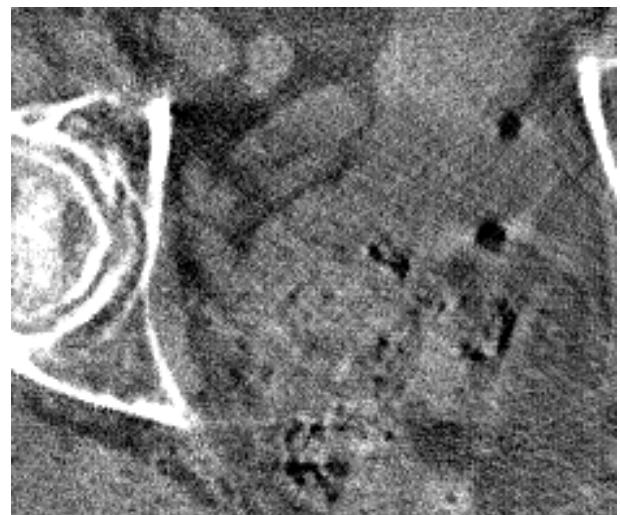
(a) Corte 1: Antes da aplicação do método



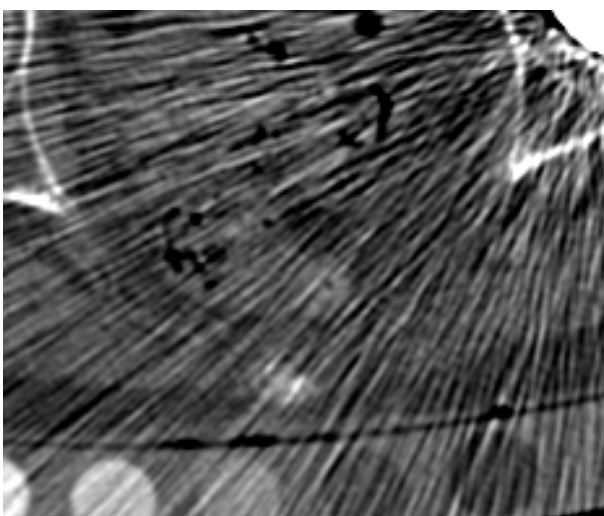
(b) Corte 1: Depois da aplicação do método



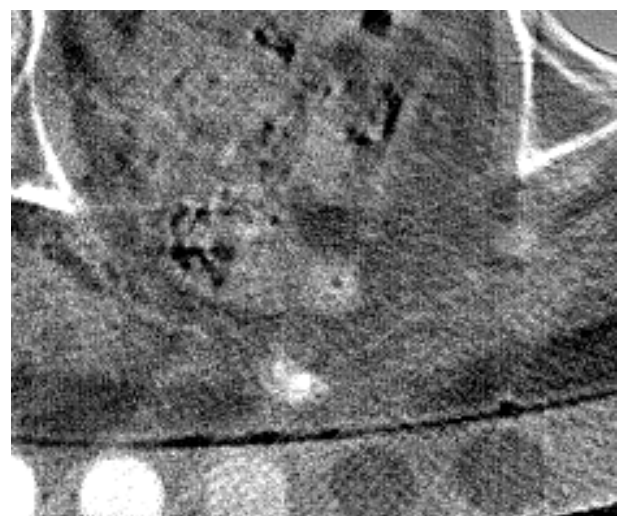
(c) Corte 2: Antes da aplicação do método



(d) Corte 2: Depois da aplicação do método



(e) Corte 3: Antes da aplicação do método



(f) Corte 3: Depois da aplicação do método

6 CONCLUSÃO

Este trabalho surgiu com o intuito de desenvolver um algoritmo capaz de remover ou reduzir os efeitos causados por artefatos metálicos em imagens de TC, mesmo sabendo-se que, atualmente, os aparelhos de TC, modernos e com tecnologia de ponta, já vem equipados com softwares capazes de realizar tal feito, mas devido a realidade que muitos hospitais públicos se encontram, com aparelhos antigos, este método pode possibilitar um auxílio aos diagnósticos.

Para atingir esse objetivo, foi realizado um estudo e levantamento bibliográfico acerca dos trabalhos relacionados na literatura e possíveis formas de solucionar o problema da pesquisa.

Após esse levantamento, foi selecionado o método que melhor se encaixaria nas ferramentas que nos eram disponíveis, sendo assim, foi selecionado realizar essa pesquisa usando FBP e o método de Inpainting, devido aos resultados já encontrados em outras pesquisas, assim como por ser de fácil implementação no Matlab.

A pesquisa contou com o auxílio do hospital Universitário de Santa Maria, que cedeu as imagens de TC odontológicos e também com especialistas do grupo de pesquisa CA+SA, entre eles, médicos e odontologistas, os quais realizaram a classificação dos resultados.

Por ser um trabalho de difícil mensuração através das métricas presentes no Matlab, a avaliação dos resultados se deu pela opinião de quatro especialistas da área da radiologia, que avaliaram a imagem antes e depois da aplicação do método. Avaliação essa que resultou em uma aprovação de 90%.

Para concluir esse trabalho, tem-se que o método é eficiente para a remoção dos artefatos metálicos, anulando-os ou reduzindo-os porém tem-se um custo em relação a qualidade da imagem, mas que mesmo assim, de acordo com os especialistas, aprimora o diagnóstico.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABDOLI, M. et al. Comparative methods for metal artifact reduction in x-ray ct. In: **NSS/MIC**. IEE, 2014. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7430961/?reload=true>>.

ANDERSEN, A. H. Algebraic reconstruction in ct from limited views. **IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING**, n. 1, p. 50–55, 1989. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/20361/?reload=true>>. Acesso em: 12 dez. 2017.

BERTALMIO, M. et al. Image inpainting. **SIGGRAPH**, p. 417–424, 2000. Disponível em: <<http://math.univ-lyon1.fr/~masnou/fichiers/publications/survey.pdf>>. Acesso em: 14 dez. 2017.

BOAS, F. E.; FLEISCHMANN, D. Evaluation of two iterative techniques for reducing metal artifacts in computed tomography. **Radiol.**, n. 3, p. 894–902, 2011. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21357521>>. Acesso em: 12 dez. 2017.

CELIBERTO, L. et al. Quantificação de regiões cerebrais utilizando processamento de imagem. 01 2008. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/235954278/_QUANTIFICACAO_DE_REGIOES_CEREBRAIS_UTILIZANDO_PROCESSAMENTO_DE_IMAGEM>.

FARIA, D. A. B. Segmentação, reconstrução e quantificação 3d de estruturas em imagens médicas-aplicação em imagem funcional e metabólica. 2013. Disponível em: <https://web.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/teses/MSc_Diogo_Faria.pdf>.

FILHO Ôge M.; NETO, H. V. **Processamento digital de imagens**. [S.l.]: Brasport, 1999. ISBN 8574520098.

GARIB, D. G. et al. Tomografia computadorizada de feixe cônico (cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na ortodontia. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, n. 2, p. 139–156, 2007. Disponível em: <https://web.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/teses/MSc_Diogo_Faria.pdf>.

GJESTEBY, L. et al. Metal artifact reduction in ct: Where are we after four decades? **IEEE ACCESS**, p. 5826–49, 2016. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7565564/>>. Acesso em: 12 dez. 2017.

JR, L. O. M. **Tomografia Retro-projeção e transformada de Radon**. [S.l.]. 12-14 p. Disponível em: <http://dcm.ffclrp.usp.br/~murta/PAIM/PAIM_4.pdf>. Acesso em: 12 jan. 2017.

KLINK, T. et al. Reducing ct radiation dose with iterative reconstruction algorithms: the influence of scan and reconstruction parameters on image quality and ctdivol. **European Journal of Radiology**, n. 83, p. 1645–1646, 2014. Disponível em: <[http://www.ejradiology.com/article/S0720-048X\(14\)00291-5/fulltext](http://www.ejradiology.com/article/S0720-048X(14)00291-5/fulltext)>. Acesso em: 09 nov. 2017.

KUTEKEN, F. et al. Artefato metálico em tomografia computadorizada de feixe cônico. **Rev. Odontol. Univ. Cid. São Paulo**, p. 220–8, 2015. ISSN ISSN 1983-5183. Dispo-

nível em: <<http://files.bvs.br/upload/S/1983-5183/2016/v27n3/a5562.pdf>>. Acesso em: 09 nov. 2017.

LEVITOV, A. B.; DALLAS, A. P.; SLONIM, A. D. **Ultrassonografia à Beira do Leito na Medicina Clínica**. [S.l.]: AMGH Editora Ltda, 2013. ISBN 0071663312/9780071663311.

MARCHETTO, R. Utilização do software matlab como recurso tecnológico de aprendizagem na transformação de matrizes em imagens. **REVEMAT**, n. 1, p. 118–130, 2016. Disponível em: <<https://periodicos.ufsc.br/index.php/revemat/article/download/1981-1322.../32132>>. Acesso em: 13 dez. 2017.

MARTINS, R. de A. A descoberta dos raios x: O primeiro comunicado de röntgen. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, Campinas, n. 4, 1998. Disponível em: <http://www.cepa.if.usp.br/e-fisica/apoio/historia/v20_372.pdf>. Acesso em: 09 nov. 2017.

MEYER, E. et al. Normalized metal artifact reduction (nmar) in computed tomography. **Med Phys**, n. 37, p. 5482–93, 2010. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21089784>>. Acesso em: 12 dez. 2017.

RADIOLOGIA, T. em. **Reconstrução de Imagem**. [S.l.]. Disponível em: <<http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/densitometria-ossea/tecnologias-funcionamento-e-formacao-de-imagens-dens/155-tomografia-computadorizada/formacao-de-imagens-tomo>>.

SOUZA, G. S. de et al. Avaliação da qualidade de imagem com artefatos metálicos em tomografia computadorizada de dupla energia com reconstrução em mars. **XXI Congresso Brasileiro de Física Médica**, 2016. Disponível em: <http://www.acquaviva.com.br/CBFM2016/trabalhos/Trabalhos2016/Trab015000315420160620_000000.pdf>. Acesso em: 09 nov. 2017.

WEBB, A.; KAGADIS, G. C. Introduction to biomedical imaging. **Medical Physics**, Wiley Online Library, v. 30, n. 8, p. 2267–2267, 2003.

APÊNDICE A – CÓDIGO MATLAB

```

clear all;

clc;

% A primeira etapa consiste em criar os sinogramas, tanto da
% imagem original (I1), como só da área que contém metal (I2)

I1 = imread('CT2.png'); %Abrir imagem
I1 = rgb2gray(I1); %Transforma a imagem de RGB p/ escala de
cinza
theta = 0:180; %Declaração do parâmetro theta
[R, xp] = radon(I1, theta); % Obtenção do sinograma de I1
b1 = imagesc(theta, xp, R);
SinoCT = b1.CData; % Contém o sinograma de I1
imwrite( ind2rgb(im2uint8(mat2gray(SinoCT))), parula(256)),
'SinoCT.png'); %Salva sinograma de I1

I2 = imread('CT2-recortado4.png'); % I2 é I1 porém só com as
áreas de metal, todos os outros pixels são pretos
I2 = rgb2gray(I2); %Transforma a imagem de RGB p/ escala de
cinza

[R2, xp2] = radon(I2, theta); % Obter o sinograma de I2
b2 = imagesc(theta, xp2, R2);
sinorecortado = colormap(gray);
SinoRec = b2.CData; % Contém o sinograma de I2
imwrite(ind2rgb(im2uint8(mat2gray(SinoRec))), parula(256)),
'SinoRec.png'); %Salva sinograma de I2

% Após, é necessário subtrair do sinograma de I1 (SinoCT) o
sinograma de I2 (SinoRec). Isso é feito para que os sinogramas
correspondentes as partes metálicas sejam deletados do sinograma
de I1
[x, y] = size(SinoCT);
for i=1:x
    for j=1:y

```

```

        pixel= SinoRec(i,j);
        if pixel>0 % Se pixel de SinoRec não for preto, quer
dizer que é o sinograma do metal
            SinoCT(i,j)=0; % Pixel correspondente em SinoCT
recebe a cor preta
        end
    end
end

imwrite(SinoCT, 'SinoExc.png');

%Criar máscara para fazer o Inpainting
[x,y,z] = size(SinoCT);
mask = zeros(x,y,3); % Cria uma mascara totalmente preta
mask = uint8(mask);
%Tudo o que não for preto em SinoRec, ou seja, o sinograma do
metal, recebe o valor 255 (branco) p/ criar a máscara
for i=1:x
    for j=1:y
        pixel= SinoRec(i,j);
        if pixel>0 % Se não for preto
            mask(i,j)=255; % Recebe a cor branca
        end
    end
end
end
mask = im2bw(mask, 0.1);
imwrite(mask, 'mask.png');

%% É necessário agora preencher o que foi recortado de SinoCT,
para isso, usamos o algoritmo de Inpainting
imagefilename = 'SinoExc.png';
maskfilename = 'mask.png';
inpainting_mumford_shah(imagefilename,maskfilename,maxiter,tol,p
aram)

```

```

inpainting_mumford_shah(imagefilename,maskfilename,maxiter,tol,pararam)

A = imread('Inpainting.png');

%% Agora que o sinograma foi preenchido, é necessário
reconstruir a imagem usando FBP

% Algoritmo FBP referenciado na seção 2.4

simpleBackprojection =
myFilteredBackprojectionSpatialDomain(A,theta);

%imagesc(rot90(simpleBackprojection,-1)); title('imgsc
rotacionada');

imwrite(simpleBackprojection, 'FBP.png');

fbp = (imread('FBP.png'));
fbp = imadjust(fbp);

%% Pós processamento = Adicionado nitidez
pout_imadjust = imsharpen(fbp)
imwrite(pout_imadjust, 'ImgReconst.png');

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Algoritmo FBP referenciado na seção 2.4

function BPI =
myFilteredBackprojectionSpatialDomain(sinogram,thetas)

% figure out how big our picture is going to be.
numOfParallelProjections = size(sinogram,1);
numOfAngularProjections = length(thetas);

% convert thetas to radians
thetas = (pi/180)*thetas;

% set up the backprojected image
BPI = zeros(numOfParallelProjections,numOfParallelProjections);

% find the middle index of the projections
midindex = floor(numOfParallelProjections/2) + 1;

% set up the coords of the image
[xCoords,yCoords] = meshgrid(ceil(-
numOfParallelProjections/2):ceil(numOfParallelProjections/2-1));

```



```

.
.
.
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Algoritmo Inpainting referenciado na seção 2.5

function
inpainting_mumford_shah(imagefilename,maskfilename,maxiter,tol,pa
aram)

%% CREATE A log FILE WHERE TO STORE RESULTS IN txt FORMAT
logfile = 'log_mumford_shah.log';
if exist(logfile,'file')
    delete(logfile);
end
fileID = fopen(logfile,'w');

%% IMPORT THE CLEAN INPUT AND THE MASK
iminfo = iminfo(imagefilename);
input = im2double(imread(imagefilename));
% check if grayscale/truecolor dimension of image grey/colour
colors = size(input,3);

mask = im2double(imread(maskfilename));
mask = double(mat2gray(mask)==0); % indicator function of the
intact image
if size(mask,3)==1 && colors>1
    mask = repmat(mask,[1,1,colors]);
end

%% GRID INTERVAL FOR AXIS ij
h1 = 1/(size(input,1)+1); h2 = 1/(size(input,2)+1);
N = iminfo.Height*iminfo.Width; % number of pixels

.
.
.

```

APÊNDICE B – VALIDAÇÃO DOS RESULTADOS PELOS ESPECIALISTAS

Especialista	Imagem 1		Imagem 2		Imagem 3		Imagem 4		Imagem 5	
	O método apresentou melhoras na remoção dos artefatos na imagem?	Comentários	O método apresentou melhoras na remoção dos artefatos na imagem?	Comentários	O método apresentou melhoras na remoção dos artefatos na imagem?	Comentários	O método apresentou melhoras na remoção dos artefatos na imagem?	Comentários	O método apresentou melhoras na remoção dos artefatos na imagem?	Comentários
Esp1	Sim		Sim		Sim		Sim		Sim	
Esp2	Sim		Sim		Sim		Sim		Sim	
Esp3	Não	acho q perdeu nitidez e qualidade...	Não	ainda sem nitidez ok	Sim	ajuda com os artefatos porem as custas d muita perda d nitidez	Sim	n verdade quase anulou o artefato, mas a nitidez... a qualidade d imagem ruim	Sim	anula e/ou substitiu o artefato, porem baixa qualidade imagem
Esp4	Sim	Sim, Mas diminuiu a nitidez dos detalhes dos canais radiculares, por exemplo.	Sim		Sim		Sim		Sim	

Fonte: Autoria própria

APÊNDICE C – IMAGENS USADAS PARA AVALIAÇÃO DOS
ESPECIALISTAS

Figura C.1 – Imagem 1

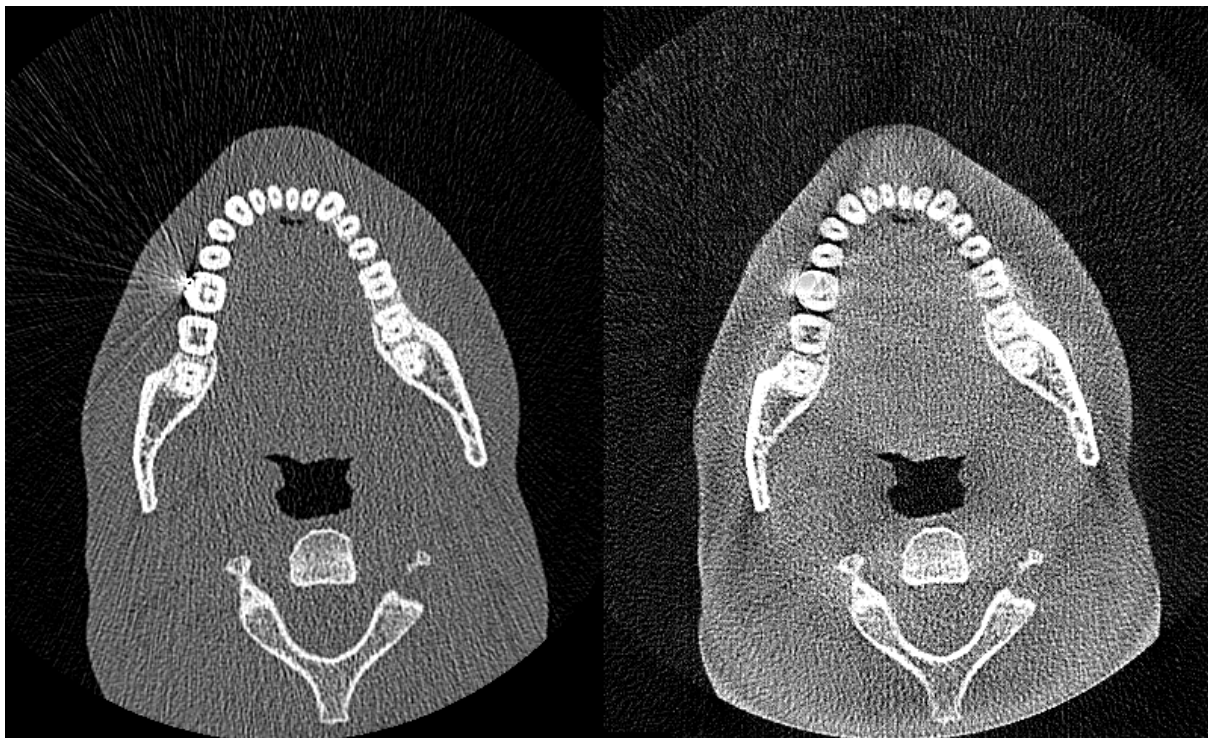
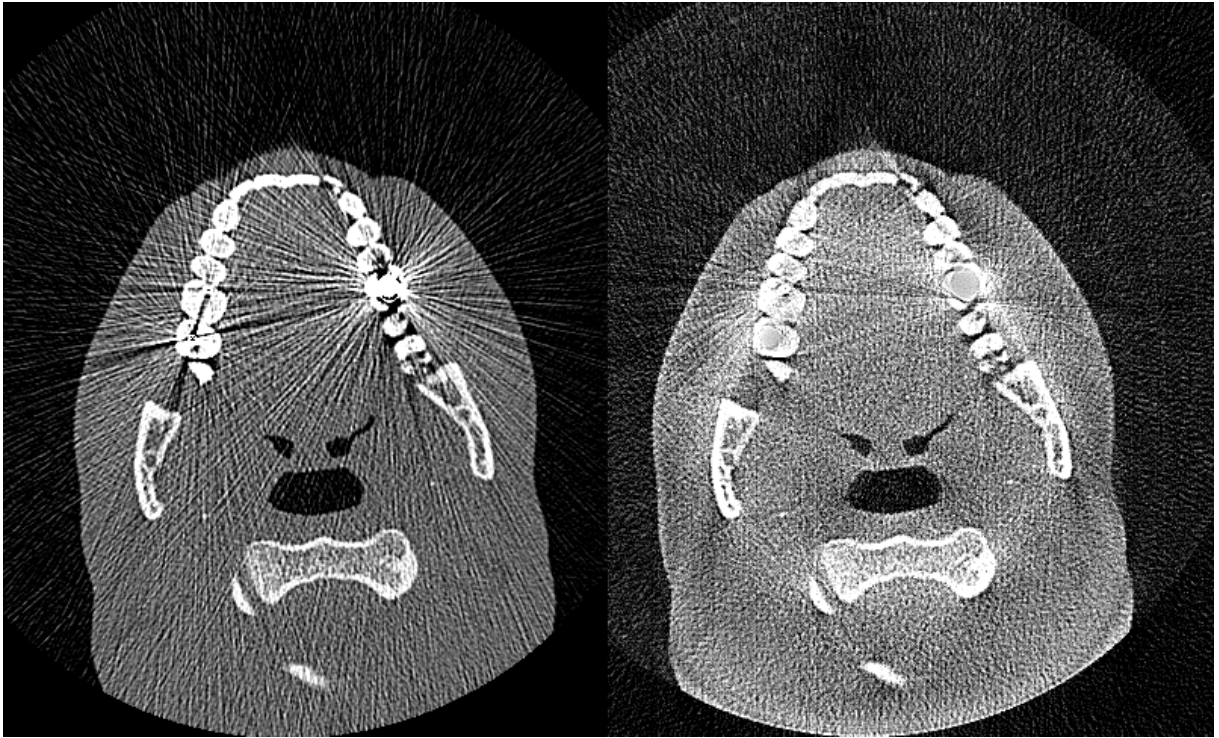


Figura C.2 – Imagem 2



Fonte: Autoria própria

Figura C.3 – Imagem 3

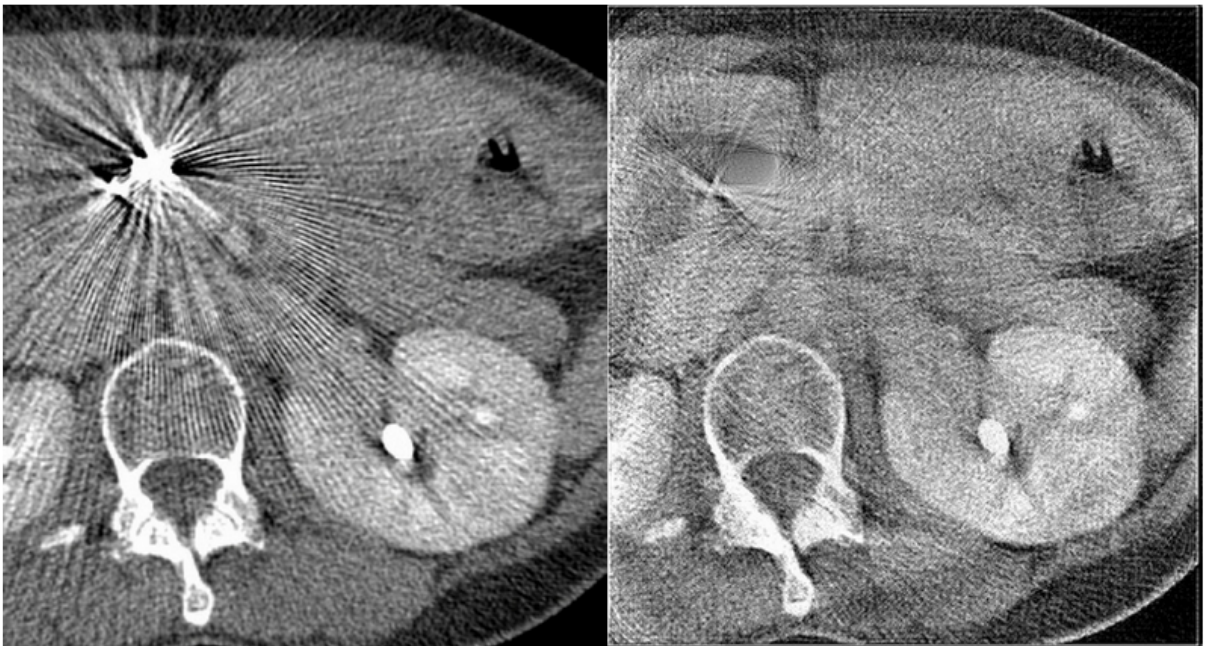
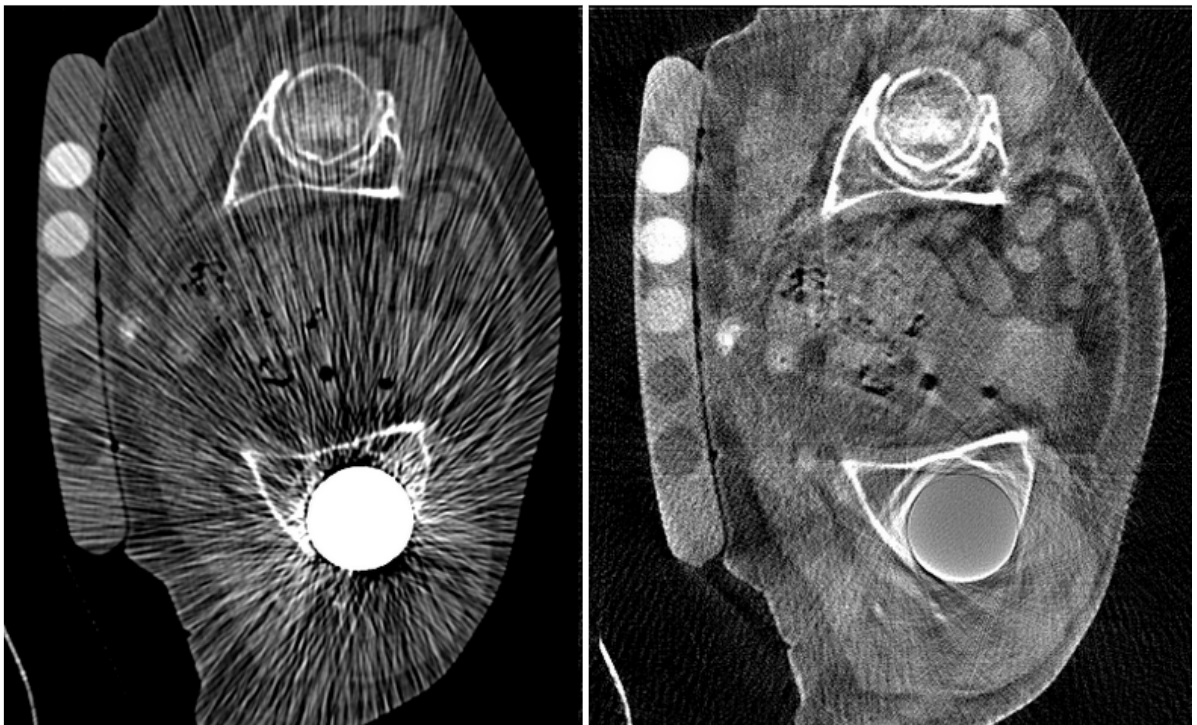


Figura C.4 – Imagem 4



Fonte: Autoria própria

Figura C.5 – Imagem 5



Fonte: Autoria própria