

Universidade de Brasília – UnB
Campus Gama – FGA
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

**DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UM ALGORITMO DE
REDUÇÃO DE ARTEFATOS METÁLICOS EM TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA PARA PLANEJAMENTOS RADIOTERÁPICOS**

DHAIANE DE SENA MENDES SILVA

Orientador: Dr. CRISTIANO JACQUES MIOSSO
Coorientador: Dr. LEANDRO CARDOSO XAVIER



UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FGA – FACULDADE GAMA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

**DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UM ALGORITMO DE REDUÇÃO
DE ARTEFATOS METÁLICOS EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA
PARA PLANEJAMENTOS RADIOTERÁPICOS**

DHAIANE DE SENA MENDES SILVA

ORIENTADOR: CRISTIANO JACQUES MIOSSO

CO-ORIENTADOR: LEANDRO CARDOSO XAVIER

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA**

PUBLICAÇÃO: 112A/2019

BRASÍLIA/DF, AGOSTO DE 2019

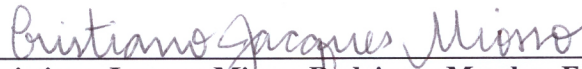
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DO GAMA
ENGENHARIA BIOMÉDICA

“DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UM ALGORITMO DE
REDUÇÃO DE ARTEFATOS METÁLICOS EM TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA PARA PLANEJAMENTOS
RADIOTERÁPICOS”

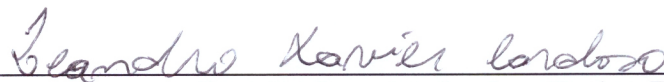
DHAIANE DE SENA MENDES SILVA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA À FACULDADE UNB GAMA DA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA
A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

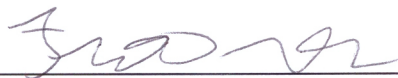
APROVADA POR:



Prof. Dr. Cristiano Jacques Miosso Rodrigues Mendes; FGA / UnB
(ORIENTADOR)



Prof. Dr. Leandro Cardoso Xavier; FGA / UnB
(COORIENTADOR)



Prof. Dr. Fabiano Araújo Soares; FGA / UnB
(EXAMINADOR INTERNO)



Prof. Dr. Renan Utida Ferreira; FGA / UnB
(EXAMINADOR EXTERNO)

Brasília, 30 de agosto de 2019

FICHA CATALOGRÁFICA

SENA, DHAIANE

Desenvolvimento e avaliação de um algoritmo de redução de artefatos metálicos em tomografia computadorizada para planejamentos radioterápicos

Engenharia Biomédica [Distrito Federal], 2019.

69p., 210 × 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestrado em Engenharia Biomédica, 2019).

Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade UnB Gama, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

- | | |
|-------------------------------|--------------------------|
| 1. Tomografia Computadorizada | 2. Radioterapia |
| 3. Planejamento Radioterápico | 4. Correção de artefatos |
| I. FGA UnB/UnB. | II. Título (série) |

REFERÊNCIA

SENA, DHAIANE (2019). Desenvolvimento e avaliação de um algoritmo de redução de artefatos metálicos em tomografia computadorizada para planejamentos radioterápicos. Dissertação de mestrado em engenharia biomédica, Publicação 112A/2019, Programa de Pós-Graduação, Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 69p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Dhiane de Sena Mendes Silva

TÍTULO: Desenvolvimento e avaliação de um algoritmo de redução de artefatos metálicos em tomografia computadorizada para planejamentos radioterápicos

GRAU: Mestre

ANO: 2019

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

dhianesm@aluno.unb.com.br

Brasília, DF – Brasil

RESUMO

A Tomografia Computadorizada (CT, do inglês *Computed Tomography*) constitui uma alternativa cada vez mais utilizada, dentre os diversos meios de imageamento com finalidade diagnóstica e de planejamentos de tratamentos. Porém, quando ocorre a interação da radiação com objetos de alta densidade, como metais, podem ocorrer alterações nas imagem.

A presença de metais no corpo de um paciente, algo não incomum, é um dos maiores desafios do imageamento. Quando há implantes, dispositivos ou qualquer objeto metálico em uma determinada área anatômica, durante a realização de um exame, ocorre a geração de artefatos do tipo *streak*, produzindo regiões com saturação e perda de informações. Isso com frequência dificulta a visualização de algumas estruturas. A CT aplicada ao planejamento radioterápico constitui uma das principais ferramentas de imageamento, para projetar o futuro tratamento, mas quando há a presença desses artefatos pode ser prejudicado.

O objetivo deste trabalho foi desenvolver e avaliar um *software* de correção para artefatos metálicos em tomografia computadorizada. O algoritmo produzido para o *software* de redução de *streak*, é baseado em técnicas de subtração do metal e artefatos, e interpolação das áreas subtraídas do sinogramas, por Interpolação Cúbica de Hermite por Partes (PCHIP).

O algoritmo extrai as regiões classificadas como metal, e cria um sinograma dessa região de metal, que é gerado por um processo de segmentação. Em seguida, são subtraídos do sinograma da imagem original as regiões do sinograma correspondentes ao metal. E então, são extraídas da imagem original e submetidos a retroprojeção filtrada (RPF). Para retirar mais artefatos causados pelo metal, é realizado um novo processo. Em um plano de fundo (em inglês, *background*) é inserido o metal retirado da imagem original na mesma posição e realizada a RPF, o que resulta no padrão semelhante ao do artefato original. Essa imagem é então utilizada como uma nova máscara de sinograma que é subtraída da imagem sem metal e retroprojetada novamente.

A partir do novo sinograma que passou por duas subtrações é possível a utilização de algoritmos de interpolação de sinais para a obtenção de um sinograma preenchido, que é submetido ao algoritmo de retroprojeção filtrada para a reconstrução da imagem. Para avaliar as hipóteses de melhoramento com a utilização do algoritmo de subtração e interpolação em relação à imagem sem correção, foram construídos fantasmas homogêneos e heterogêneos à base de parafina, analisadas imagens de fantasmas digitais e de tomografias reais de cabeça. As amostras foram sujeitas a análises visuais e quantitativas de valor eficaz e relação sinal ruído (SNR).

Os resultados gerados pelo fantasmas heterogêneos de parafina 1 e 2, foram apenas de caráter visual, demonstram uma redução e recuperação de áreas com as técnicas empregadas,

destacando uma melhora da interpolação em relação à subtração. Já as outras imagens, sintética e real, além da análise visual foram submetidas à comparação objetiva, e a resposta de ambas as técnicas indicam melhora das imagens em relação à versão sem correção.

A SNR obtida com o algoritmo de subtração de sinograma no caso dos fantasmas reais chegaram a 51,8 dB no caso dos fantasmas digitais, e a 53,2 dB no caso das imagens reais de cabeça. Já as SNRs obtidas com o algoritmo de interpolação do sinograma chegaram a 51,3 dB no caso dos fantasmas digitais e a 39,3 dB no caso das imagens reais de cabeça. E a SNR em outro contexto, da imagem de CT real de cabeça, por subtração chega a 26,6 dB, e a por interpolação PCHIP é 26,4 dB. Mas observou-se que o algoritmo de subtração nesses casos proporcionou mais correções e gerou menos artefatos do que o algoritmo com interpolação de dados. Desta forma os resultados sugerem que o algoritmo pode ser aplicado ao contexto realista de um setor de radioterapia, sem custos adicionais, deste modo pretende-se contribuir com o planejamento radioterápico com base em imagens tomográficas.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada, artefatos causados por metais, planejamento radioterápico, imageamento médico, transformada de Radon

ABSTRACT

Computed Tomography (CT) uses an increasingly used alternative among the various imaging methods with diagnostics and usage planning. However, when objects interact with high-density objects, such as metals, image changes may occur.

The presence of metals in a patient's body, something not received, is one of the biggest imaging challenges. When there are implants, devices or any metallic object in a specific anatomical area, during the exam, the generation of streak artifacts occurs, producing regions with saturation and loss of information. This often hinders the responses of some structures. CT applied to radiotherapy planning uses one of the main imaging tools to design future treatment, but when there is a presence of these artifacts it can be impaired.

The objective of this work was to develop and evaluate a correction software for metallic artifacts in computed tomography. The algorithm produced for the streak reduction software is based on metal and artifact subtraction techniques, and interpolation of subtracted areas of synograms by PCHIP.

The algorithm extracted the regions classified as metal, a synogram of the metal is created by the segmentation. Then the original image's synogram is subtracted as regions of the metal's corresponding synogram. And then they are extracted from the original image and use a filtered rear projection (RPF). In order to segment artifacts caused by metal, a new process is performed, in a background is reinserted or removed from the original image in the same position and made in RPF, or what results in the pattern similar to the original artifact. This image is then used as a new synogram mask that is subtracted from the metal-free image and rearranged again.

From the new synogram that underwent two subtractions, it is possible to use the signal interpolation algorithm to use a filled synogram, which is submitted to the filtered rear projection algorithm for image reconstruction. To evaluate as hypotheses of improvement using the subtraction and interpolation algorithm in relation to the uncorrected image, we constructed homogeneous and heterogeneous paraffin-based phantoms, analyzed digital phantoms and real head tomography images. The samples were subjected to visual and quantitative analysis of root mean square and signal to noise ratio (SNR).

The results generated by heterogeneous paraffin phantoms 1 and 2 were only visual, showing a reduction and recovery of areas with employed techniques, highlighting an improvement of interpolation in relation to subtraction. As for other images, synthetic and real, besides the visual analysis were subjected to objective comparison, and a baseline response as experimental techniques improves the images compared to the uncorrected

version.

One SNR selected with the synogram subtraction algorithm no case of real phantoms, reaching 51.8 dB for digital phantoms and 53.2 dB for real head images. As SNRs selected with the synonym interpolation algorithm, it reached 51.3 dB for digital phantoms and 39.3 dB for real head images. An SNR in another context, the CT real head image, by subtraction reaches 26.6 dB, and by PCHIP interpolation is 26.4 dB. But if the subtraction algorithm is not considered, these cases provide more corrections and generate fewer data interpolation algorithm artifacts. Thus, the suggested results so that the algorithm can be applied to the realistic context of a radiotherapy sector, without additional costs, will be shown as contributing to the radiotherapy planning based on tomographic images.

Keywords: Computed tomography, metal artifacts, radiotherapy, medical imaging, Radon transform

SUMÁRIO

1	Introdução	1
1.1	Contextualização	1
1.2	Problema Científico	2
1.3	Lacuna Científica e Proposta	4
1.4	Objetivos	5
1.4.1	Objetivo Geral	5
1.4.2	Objetivos Específicos	5
2	Fundamentação teórica	7
2.1	Planejamento Radioterápico	7
2.2	Imagens digitais	8
2.2.1	Interpolação	10
2.3	Tomografia Computadorizada	11
2.3.1	Imagem Tomográfica	13
2.3.2	Transformada de Radon e transformada de Radon inversa	15
2.3.3	Sinograma	16
2.3.4	Retroprojeção simples e filtrada	17
2.3.5	Artefatos em Tomografia	21
2.3.6	Artefatos pela Interação entre Raio X e metais	22

2.3.7	Algoritmos para Redução de Artefatos Metálicos	24
3	Metodologia	29
3.1	Fantomas	29
3.2	Parâmetros de aquisição das imagens de CT	30
3.3	Algoritmo MAR	31
3.3.1	Subtração de sinogramas	32
3.3.2	Interpolação	34
3.4	Testes de validação	34
3.4.1	Análises das Imagens	36
4	Resultados e Discussões	38
4.1	Formato do objeto metálico	38
4.2	Fantomas de parafina	41
4.2.1	Fantoma 1 (análise visual)	41
4.2.2	Fantoma 2 (análise visual)	44
4.3	Fantoma Shepp Logan	54
4.4	Imagens de CT de cabeça	56
4.4.1	Divergências apresentadas pelas interpolações	61
5	Conclusão	63
5.1	Trabalhos Futuros	64

LISTA DE TABELAS

2.1	Lista de Unidades Hounsfield HU. Para diferentes órgãos, tecidos e substância do organismo humano. Fatores como a de tensão do tubo , escolha do Kv, temperatura e densidade do material ou tecido, geram uma variação de valores, como nos apresentados. Tabela reproduzida de [17]	14
4.1	Análise quantitativa de Valor Eficaz do erro e Relação Sinal Ruído, calculados a partir das imagens de CT de cabeça modificadas.	40
4.2	Análise quantitativa de Valor Eficaz e Relação Sinal Ruído, calculados a partir do fantoma sintético Shepp-Logan.	55
4.3	Análise quantitativa de Valor Eficaz e Relação Sinal Ruído, calculados a partir das imagens de CT de cabeça.	57
4.4	Análise comparativa por relação sinal ruído	60

LISTA DE FIGURAS

1.1	Exemplo de imagem de CT de cabeça com artefatos do tipo <i>streak</i> , devido a presença de material de alta densidade presente na arcada dentária do paciente. A estrutura visualizada na parte posterior à cabeça é a mesa de exame da CT.	3
2.1	Imagens de um planejamento radioterápico pelo SPT. A imagem à direita apresenta uma imagem de CT, com a representação do volume de dose. Já imagem à esquerda é a avaliação do plano, por histograma de volume de dose.	8
2.2	A teoria de Johann Radon. Observação de configuração interna um objeto por meio de suas densidades, sem intermédios invasivos.	12
2.3	Representação da aquisição de imagem de um objeto no domínio das projeções de uma CT helicoidal.	13
2.4	Exemplo da aquisição tomográfica em diferentes ângulos de objetos esféricos e as respectivas variações de cinza apresentadas em escalas.	13
2.5	A imagem de um corte no plano axial de crânio e a localização da fatia adquirida.	15
2.6	Exemplo de um corte axial de, em alusão ao modo como a CT enxerga cada fatia capturada durante a varredura.	16
2.7	Formação do sinograma de um objeto esférico. (a) Projeções obtidas da imagem original. (b) Sinograma obtido da imagem original.	17
2.8	Processo de aquisição, formação de cada projeção em escala de intensidades e formação do respectivo sinograma.	17
2.9	Imagem de um objeto esférico, sua retrojeção em seis ângulos e suas reconstrução pelo método de retroprojeção simples.	18

2.10	(a) Imagem original. (b) Sinograma adquirido da imagem original. (c) Imagem reconstruída por retroprojeção filtrada.	19
2.11	Imagens ilustrativas da reconstrução por método de retroprojeção filtrada da imagem original mostrada na Figura 2.10, utilizando até 1000 ângulos.	20
2.12	As imagens de tomografia ilustram quatro tipos comuns de artefatos que ocorrem na CT. (a) Imagem de pelve com artefato do tipo anel. (b) Imagem de abdome com artefato ruidoso. (c) Imagem de crânio com artefato de movimento. (d) Imagem de pelve com artefato do tipo <i>streaks</i>	22
2.13	Artefato do tipo <i>streak</i> . Imagem de CT, corte axial de cabeça. O paciente que possui três implantes dentários em aço.	23
2.14	Imagem tomográfica do fantoma heterogêneo de parafina e o seu respectivo sinograma abaixo.	24
3.1	Imagem dos fantasmas, homogêneo 2 à esquerda e heterogêneo 2 à direita. Ambos são preenchidos com parafina em seu interior, e ao heterogêneo 2 foram acrescentadas três barras de titânio dispostas em formato de triângulo.	30
3.2	Fluxograma dos processos desenvolvidos pelo algoritmo MAR.	32
3.3	Fluxograma do primeiro processo de subtração, do metal, exemplificado pelo fantoma heterogêneo 2.	33
3.4	Fluxograma do segundo processo de subtração. A RPF do plano de fundo branco somado ao metal gera o background dos padrões dos artefatos. Ilustrado pela imagem de CT de cabeça inserida de metal artificialmente.	34
3.5	Ilustra a relação comparativa da imagem ideal sem o metal, com as imagens tratadas por cada processo desenvolvido pelo algoritmo.	35
3.6	Imagens utilizadas e os respectivos testes realizados. (a) Imagem tomográfica do fantoma de parafina homogêneo, teste: visual; (b) Imagem reconstruída por retroprojeção do fantoma Shepp Logan, testes: visual, valor eficaz e relação sinal ruído; (c) Imagem de CT real de cabeça 1, testes: visual, valor eficaz e relação sinal ruído; (d) Imagem de CT real de cabeça 2, teste: visual; (e) Imagem de CT do fantoma de heterogêneo 2, testes: visual, valor eficaz e relação sinal ruído.	37

4.1	Fantomas construídos: (a) imagem de CT do fantoma homogêneo 1 constituído apenas por parafina; (b) imagem de CT do fantoma heterogêneo 1 constituído de parafina e por uma parafuso de metal.	41
4.2	Sinogramas da imagem original,(a) com a presença do metal e artefatos e (b) imagem do sinograma da imagem com subtração da região detectada como metal.	42
4.3	Imagens tomográficas do fantoma heterogêneo. (a) Original por RPF sem correção e (b) por subtração.	42
4.4	Imagens de CT do fantoma heterogêneo 1. Imagem pela técnica de subtração das regiões do metal comparada à reconstruída pela interpolação.	43
4.5	Sinograma do fantoma heterogêneo 1: versão obtida por subtração da região atribuída como metal e versão obtida por interpolação <i>spline</i> na região atribuída ao metal.	43
4.6	Imagens de CT do fantoma heterogêneo 1 . Imagem pela técnica de RPF sem correção e por interpolação apenas <i>spline</i> , respectivamente.	44
4.7	A Figura à esquerda é a imagem de CT original do fantoma heterogêneo 2 e a imagem à direita é a mesma imagem após passar pela subtração do metal.	45
4.8	Imagens de CT do fantoma heterogêneo 2: original comparada a subtraída e à interpolada (exemplo interpolação PCHIP).	46
4.9	As imagens tomográficas dos 10 tipos de interpolações testadas no fantoma heterogêneo 2.	47
4.10	Imagens de CT do fantoma heterogêneo 2: (a) original; (b) reconstruída pelo sinograma por interpolação natural.	47
4.11	Imagens de CT do fantoma heterogêneo 2: (a) original; (b) reconstruída pelo sinograma por interpolação cúbica.	48
4.12	Imagens de CT do fantoma heterogêneo. Imagem original e reconstruídas por interpolação de diferentes graus de polinômios	49
4.13	Imagens de CT do fantoma heterogêneo 2: (a) original; (b) reconstruída pelo sinograma por interpolação <i>nearest neighbor</i>	50

4.14	Imagens de CT do fantoma heterogêneo 2: (a) original; (b) reconstruída pelo sinograma interpolado por <i>spline</i>	51
4.15	Imagens de CT do fantoma heterogêneo 2: (a) original; (b) reconstruída pelo sinograma por interpolação PCHIP.	51
4.16	Imagens de CT do fantoma heterogêneo 2: (a) original; (b) reconstruída pelo sinograma por interpolação SVR.	52
4.17	Imagens de CT do fantoma heterogêneo 2: (a) original; (b) reconstruída pelo sinograma por interpolação Lanczos.	52
4.18	Fantoma de Shepp-Logan: (a) com região de alta densidade simbolizando dispositivo metálico e com os artefatos gerados na retroprojeção filtrada; (b) reconstruído após subtração da região metálica no sinograma; (c) reconstruído após subtração da região metálica no sinograma e recolocado a região metálica pós-retroprojeção.	54
4.19	Fantoma de Shepp-Logan: (a) com região de alta densidade simbolizando dispositivo metálico e com os artefatos gerados na retroprojeção filtrada; (b) reconstruído após interpolação da região metálica no sinograma; (c) reconstruído após interpolação da região metálica no sinograma e adicionado da região metálica pós-retroprojeção	55
4.20	Imagens de CT de cabeça: (a) com região de alta densidade simbolizando dispositivo metálico e com os artefatos gerados na retroprojeção filtrada; (b) imagem reconstruída após subtração da região metálica no sinograma e adicionado da região metálica pós-retroprojeção; (c) imagem reconstruída após interpolação da região metálica no sinograma e adicionado da região metálica pós-retroprojeção.	56
4.21	Ilustra o processo de inserção artificial na imagem ideal, de um região de alta densidade, como o metal, para gerar artefatos.	58
4.22	Imagens de CT reais submetidas ao algoritmo; (a) Imagem com objeto inserido artificialmente, simulando o metal, e reconstruída numericamente por CT, o que gerou artefatos; (b) Imagem resultante da subtração do metal; (c) Imagem resultante da subtração dos padrões dos artefatos. . .	59
4.23	Imagem ideal de CT de cabeça 2.	59

4.24 (a) Imagem de CT real de cabeça reconstruída por interpolação <i>spline</i> ; (b) Imagem de CT do fantoma heterogêneo 2 reconstruída por interpolação <i>spline</i> ; (c) Imagem de CT real de cabeça reconstruída por interpolação PCHIP; (d) Imagem de CT do fantoma heterogêneo 2 reconstruído por interpolação PCHIP; (e) Imagem de CT real de cabeça reconstruída por interpolação Lanczos; (f) Imagem de CT do fantoma reconstruído por interpolação Lanczos.	62
--	----

LISTA DE SÍMBOLOS, NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES

- CQ* – *Controle de Qualidade*
- CT* – *Tomografia Computadorizada (do inglês Computed Tomograph)*
- HU* – *Unidades Hounsfield (do inglês Hounsfield Unit)*
- MAR* – *Redução de Artefato Metálico (do inglês Metal Artifact Reduction)*
- PET-CT* – *Tomografia Computadorizada por Emissão de Póstrons (do inglês Positron Emission Tomography-CT)*
- RM* – *Ressonância Magnética*
- RPF* – *Retroprojeção Filtrada*
- RT* – *Tratamento Radioterápico (do inglês Radiotherapy Treatment)*
- SNR* – *Relação Sinal Ruído (do inglês Signal to Noise Ratio)*
- SPT* – *Sistema de Planejamento de Tratamento*
- HUB* – *Hospital Universitário de Brasília*
- RGB* – *Vermelho-Verde-Azul (do inglês Red-Green-Blue)*

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

O Tratamento Radioterápico (RT, do inglês *radiotherapy treatment*) é uma das técnicas empregadas em pacientes que apresentem neoplasias malignas (patologia, caracterizada pelo crescimento anormal de células, que resulta em um tumor maligno (câncer)) CITAR (DICIO). O RT az uso de radiações ionizantes de alta intensidade com o propósito oncológico de inibir a reprodutibilidade ou eliminar células cancerígenas. Especificamente, objetiva afetar a região tumoral e preservar o máximo possível dos tecidos saudáveis próximos [30]. Deste modo, por meio de mecanismos de resposta diretos e indiretos, a área irradiada é lesionada em nível atômico, o que pode causar a quebra das cadeias de DNA dentro das células e provocar sua estagnação ou apoptose (morte celular) [44].

Em 2017 foi relatada a existência de mais de 200 tipos de neoplasias, e estima-se que elas causaram a morte de mais de 9 milhões de pessoas em 2016 [36]. Porém, o RT demonstra um grande potencial curativo, visto que é responsável por 40% das curas de pacientes com câncer no mundo [48].

Segundo a *Global Task Force for Radiotherapy on Cancer Control (GTFRCC)*, cerca de um milhão de pessoas no mundo podem ser salvas por ano, até 2035, por intervenção da radioterapia, se houver os investimentos necessários na área [36]. O tratamento radioterápico é bem abrangente e obtém uma boa resposta em diversos tipos de neoplasias, como a de colo uterino, mama, próstata, reto, boca, orofaringe, dentre outros [48].

O RT possui um custo menor em relação ao procedimento cirúrgico [6]. Dois componentes são fundamentais para obter eficácia do RT: a equipe multidisciplinar que compõe o processo de conhecimento e o Controle de Qualidade (CQ) dos equipamentos que asseguram as doses de radiações absorvidas [55]. No tratamento, a área irradiada deve ser delimitada, para que sejam atingidas pelas radiações apenas as regiões tumorais, com limite de tolerância pré-estabelecidos, que dependem dos órgãos em questão. Desse modo, deve ser calculada toda área onde se deseja irradiar, com uma margem segura que abranja todo o tumor e possíveis células cancerígenas próximas. Conjuntamente, é realizado um

estudo voltado a todas as estruturas vizinhas, que possam estar no trajeto da radiação e que não são alvos diretos [29].

Antes de dar início ao tratamento é realizado portanto o planejamento radioterápico, que consiste em avaliar toda a anatomia envolvida, para efeito de cálculo do volume tumoral e doses de radiação. [46]. Imagens médicas como radiografias, ultrassonografia, tomografia computadorizada (CT), tomografia computadorizada por emissão de pósitrons (PET-CT) e ressonância magnética (RM) fornecem dados para esses cálculos [50].

Apesar da existência de diversos meios de imagens que podem ser utilizados no planejamento, a CT é rotineiramente o mais empregado [19]. Isso sobretudo se deve à disponibilidade de equipamentos e por sua confiabilidade para a realização dessas imagens [37]. A CT é validada pela sua boa resolução e contraste de imagem, além do fato de que os exames são adquiridos de maneira não invasiva e com qualidade [50, 19].

As imagens de CT, como meio de planejamento, fornecem informações reais e até tridimensionais (3D), com uma rápida aquisição por meio de radiações X, fornecendo cortes de espessura fina, que garantem precisão anatômica suficiente para o planejamento radioterápico. Esse tipo de imagem permite a diferenciação dos tecidos por avaliação de densidades com base em uma escala de cinza apresentada em unidades Hounsfield (HU) [23]. As aquisições dessas imagens são possíveis por meio das diferentes atenuações da radiação nos tecidos, e em virtude disso é possível calcular as doses ideais para toda região envolvida no tratamento [41].

1.2 PROBLEMA CIENTÍFICO

Em razão da imagem tomográfica ser gerada da interação da radiação com a matéria, a presença de alguns elementos de maior densidade, como metais, pode provocar artefatos (áreas que apresentam densidades diferentes das consideradas normais), o que em geral dificulta a visualização anatômica [10]. Assim, os valores obtidos das regiões analisadas ficam prejudicados caso o paciente possua próteses ou qualquer outro material metálico. A Figura 1.1 ilustra esse tipo de artefato, em uma CT de cabeça e em virtude de próteses, caso muito comum nos serviços de radioterapia.

O objeto metálico de alta densidade quando interage com os raios X provoca artefatos nas imagens devido ao endurecimento do feixe, que é causado pela grande absorção dos fótons de menor intensidade, resultando em feixes com um excesso de fótons mais energéticos. Outra causa é a insuficiência de fótons, propiciado pela alta absorção dos feixes pela interação com o material denso [38]. A ocorrência dessas variações na imagem

gerada dificulta o processo de planejamento de dose. Esses artefatos correspondem a regiões com níveis de cinza na imagem reconstruída que se comportam distintamente dos valores associados à densidade real dos tecidos, normalmente com saturação nos valores finais. Apresentam-se como raias brilhantes que se sobrepõem à anatomia, e como regiões em cinza escuro, quase preto, onde foram perdidas as informações originais [26].

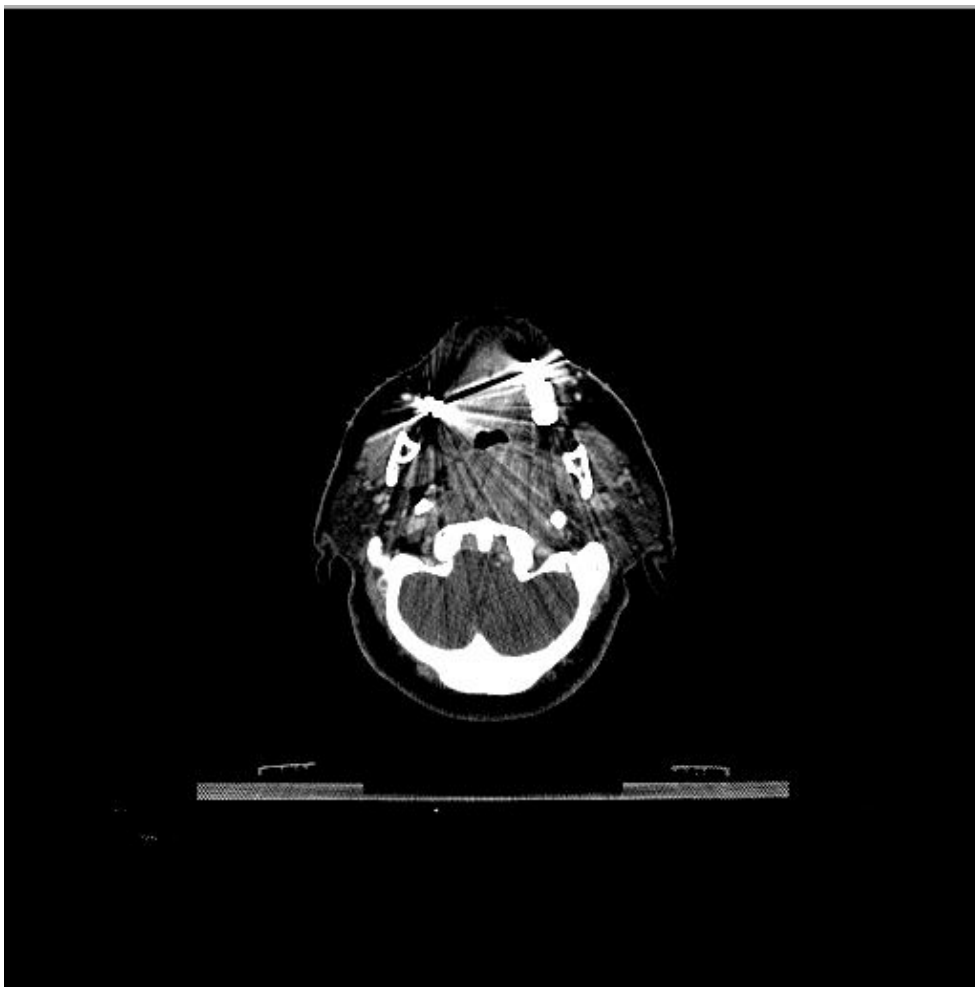


Figura 1.1. Exemplo de imagem de CT de cabeça com artefatos do tipo *streak*, devido a presença de material de alta densidade presente na arcada dentária do paciente. A estrutura visualizada na parte posterior à cabeça é a mesa de exame da CT. Fonte: Imagem cedida pelo Hospital Universitário de Brasília-HUB.

Esses artefatos gerados pela presença dos metais interferem no cálculo dos feixes de radiação para o tratamento, o que pode resultar em prejuízos no planejamento. Em razão da inviabilidade de se determinar os valores exatos de doses é comum assumir como valor para a estrutura ou para todo o corpo a densidade da água, devido a seu número atômico ser próximo ao dos tecidos moles (localizados entre a epiderme e as vísceras, excluído os ossos). Essa prática era adotada comumente antes da CT ser um método amplamente difundido, pela dificuldade em se determinar a anatomia detalhada. Porém, a aplicação de uma medida única para todo o corpo pode não ser a mais adequada, em virtude da

heterogeneidade dos tecidos [52].

As diferentes densidades compostas pelas estruturas podem modificar as doses que atingem o volume alvo e os tecidos saudáveis, o que gera falta de precisão quanto à dose necessária ao tratamento do tumor e à preservação de órgãos em torno área [52].

Na tentativa de sanar ou reduzir o problema gerado pelos artefatos, foram desenvolvidos comercialmente alguns algoritmos de processamento de imagens [26, 22, 34, 11, 5, 51]. Eles procuram amenizar os efeitos dos artefatos metálicos, com estratégias de identificação de áreas mais afetadas e a substituição desses valores prejudicados.

Já outros métodos utilizam algoritmos que identificam as regiões saturadas e as removem, sendo seus valores substituídos por médias dos *pixels* vizinhos. Em seguida, são refeitas numericamente as projeções, e então, é reconstruída a imagem, com o objetivo de se obter menos artefatos. O processo é repetido iterativamente até alcançar uma imagem aceitável e com menos perdas na qualidade [24].

Em geral, o objetivo das técnicas empregadas pelos algoritmos é melhorar a visualização das estruturas anatômicas presentes nas imagens de CT, que ficam afetadas pelos artefatos metálicos. Esses algoritmos quando aplicados ao planejamento radioterápico tem a intenção de: reduzir as interferências, melhorando visualmente as estruturas da imagem, e conseqüentemente, facilitar o delineamento dos órgãos, que é realizado pelos profissionais, durante o planejamento radioterápico [56].

1.3 LACUNA CIENTÍFICA E PROPOSTA

Diante do problema exposto, não foram encontradas soluções de código aberto disponíveis com algoritmos que realizem essas correções de artefatos metálicos, por meios de processos iterativos. Existem soluções gratuitas mas de código fechado, o que dificulta a implementação em ambientes hospitalares por utilizarem sistemas operacionais diferentes [11]. Assim, essas soluções se aplicam mais à avaliação dos métodos em ambientes de pesquisa, provavelmente para futuros desenvolvimentos sejam comerciais ou em pesquisa.

Além disso, as validações dos algoritmos encontrados levam em consideração apenas aspectos de melhoras com relação a imagem com artefato. Não foram observadas validações que analisem imagens de fantasmas idênticos (com a mesma geometria) sendo, um com o objeto metálico, e um sem. Com isso, não há como analisar, por meio de comparação quantitativa, a melhora real. Isso permitiria a obtenção de imagens de referência sem artefatos metálicos, para avaliação objetiva das imagens tratadas por cada método.

Quanto às publicações científicas na área, cabe observar que não apresentam muitos detalhes dos algoritmos em si, embora elas apresentem resultados impactantes, não permitem a implementação e avaliação independente dos métodos [26, 22].

Desta forma, para abordar nas lacunas, a proposta desta pesquisa é implementar e avaliar um método de reconstrução de imagem de CT com artefatos gerados pela presença de objetos com alta densidade. A avaliação deve incluir o cálculo de métricas de erro, com base em fantasmas de geometria pré-definida, bem como em imagens reais de CT adicionadas de objetos metálicos sintéticos. Deve incluir ainda o tratamento de objetos reais com peças metálicas submetidos a CT.

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 Objetivo Geral

Este trabalho tem como objetivo implementar e avaliar algoritmos de reconstrução de imagens tomográficas, a fim de desenvolver um *software* de correção de artefatos metálicos. Esse estudo pretende tornar possível o melhoramento dessas imagens, por meio de técnicas para a reconstrução de imagens de tomografia computadorizada.

Os resultados obtidos serão comparados às imagens de referências e imagens sem correção. A hipótese central é de que a utilização das técnicas escolhidas resulta em imagens com menos artefatos e melhores relações sinal ruído.

1.4.2 Objetivos Específicos

Para que se atinja o objetivo geral, são propostos os seguintes objetivos específicos:

- Desenvolvimento dos fantasmas heterogêneos e homogêneos, com materiais apropriados para a avaliação tomográfica;
- Avaliação da resposta dos métodos propostos em imagens tomográficas dos fantasmas com relação à geração de artefatos, da geometria e materiais escolhidos;
- Análise dos parâmetros de aquisição das imagens com as orientações apropriadas;
- Desenvolvimento e programação dos algoritmos de redução de artefatos metálicos em linguagem de alto nível, aplicável a um setor de radioterapia;

- Aplicação do algoritmo utilizado empregado às imagens tomográficas dos fantasmas com e sem o objeto metálico;
- Verificação e discussão da aplicabilidade do proposto algoritmo de reconstrução em imagens de CT e sua real melhora objetiva e visual das imagens no Hospital Universitário de Brasília (HUB).

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O capítulo fundamenta a melhora visual que a redução de artefatos agrega ao RT, visto que, o tratamento das imagens tomográficas corrigidas por algoritmos de pós-processamento são aplicadas ao planejamento radioterápico. Trata ainda de todo o embasamento envolvido, desde os processos de aquisição e reconstrução de imagens em tomografia computadorizada, à geração de artefatos de CT em razão da alta densidade de objetos, e como os algoritmos comerciais e não comerciais tratam as imagens, na tentativa de reduzir os artefatos.

2.1 PLANEJAMENTO RADIOTERÁPICO

Um dos métodos aplicados no planejamento de tratamento radioterápico, com o objetivo de mitigar doses de radiação ionizante nas áreas saudáveis, é realizado por meio de cálculos das radiações no controle da região alvo. Essas estratégias são viabilizadas por intermédio de *softwares* denominados Sistemas de Planejamento de Tratamento radioterápico (SPTs). Esse programas realizam as simulações de todo o tratamento antes que ele ocorra [31].

O planejamento radioterápico é uma das vertentes que obtiveram maior avanço na radioterapia. Inicialmente não era possível afirmar categoricamente a região anatômica a ser irradiada, incluindo a marcação e coordenadas da localização alvo com a precisão hoje obtida. Eram antes realizados os cálculos de doses baseados em radiografias convencionais, imagem em 2D, o que resultava em pouca exatidão. Mas em 1972, com o advento da tomografia computadorizada, foram desenvolvidos novos métodos de planejamento [47].

A avaliação da geometria, das densidades e estruturas tridimensionais permitem a equipe multiprofissional de saúde maior liberdade na escolha do tratamento, por oferecer em uma visão geral de todas as regiões envolvidas no campo irradiado. Com isso, são analisadas todas as possibilidades de ângulos, das incidências dos raios, visando a preservação das áreas radiosensíveis (que tendem a ser mais afetadas pela radiação ionizante), e ainda atendendo ao limiar de cada estrutura adjacente, para otimizar a dose

entregue no tumor [49].

O SPT visa inicialmente garantir que toda dose prescrita seja entregue como o previsto. Para que isso ocorra, a imagem tomográfica deve ser importada para um *software* de planejamento, em que o médico obtém as imagens corte a corte e segmenta para o cálculo e simulação do volume a ser irradiado. O *software* é capaz de reconstruir toda as regiões selecionadas e calcular a dose volumétrica no paciente com base nas densidades da imagem de CT. Dessa forma, é possível, com base nas segmentações e em histogramas originados pelo *software*, propor as melhores trajetórias, campos, formatos e acessórios. O resultado dos procedimentos é uma menor dose em regiões saudáveis e uma maior dose no tumor, conforme o exemplo da Figura 2.1 [47].

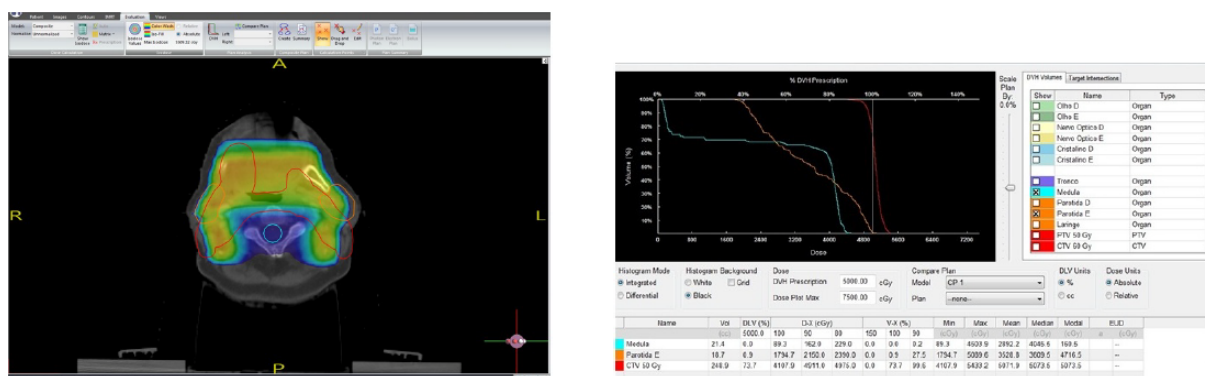


Figura 2.1. Imagens de um planejamento radioterápico pelo SPT. A imagem à direita apresenta uma imagem de CT, com a representação da distribuição de dose. E a imagem à esquerda é a avaliação do plano, por histograma de volume de dose. Imagem adaptada de [4].

2.2 IMAGENS DIGITAIS

As imagens digitais são comumente representadas por uma ou mais matrizes, sendo uma única matriz usada na representação de imagens em tons de cinza, e três ou mais matrizes usadas nas representações de imagens coloridas. Em um dos padrões de imagens coloridas mais usado, o denominado vermelho-verde-azul (do inglês *red-green-blue*), cada cor é representada por um vetor de três componentes, correspondentes às intensidades das 3 cores primárias (vermelho, verde e azul) necessárias à composição daquela cor.

Assim, seja I uma imagem em tons de cinza. Se I tem L linhas e C colunas, então cada um dos LC elementos da matriz é denominado *pixel*, termo originado da expressão em inglês para elemento de figura (*picture element*). Neste contexto, têm-se,

$$I = [1, 2, \dots, L] \times [1, 2, \dots, C] \rightarrow R,$$

supondo uma imagem em tons de cinza com valores reais em cada *pixel*. Por outro lado, o valor de cada *pixel* (x,y) , denotado por $I(x,y)$ precisa ser representado por um número finito N_b de bits, para que possa ser armazenado e/ou transmitido digitalmente, de forma que se possa ter

$$I = [1, 2, \dots, L] \times [1, 2, \dots, C] \rightarrow V,$$

com V o conjunto de todas as palavras binárias de N_b bits.

Cada valor em um *pixel* na imagem, $I(x,y)$, é ainda denominado luminescência, e é o resultado de dois fenômenos, iluminação e reflectância [25]. Neste contexto a luminância é dada por

$$L(x, y) = R(x, y)I(x, y),$$

com $R(x, y)$ a reflectância e $I(x, y)$ a iluminação associadas ao objeto representando no *pixel* (x, y) .

Os valores típicos de iluminação e reflectância são estabelecidas dentro de um intervalo de intensidade. O resultado, em escala de cinza, tem um limite máximo associado ao branco e um limite mínimo associado ao preto. Possui como limite máximo finito, considerado branco, $L_{máx}$, e limite mínimo positivo, interpretado como preto $L_{mín}$. A variação entre os limites $[L_{mín}, L_{máx}]$ são as variações de tons de cinza [25].

Para ser processada e analisada digitalmente, essa imagem contínua é submetida a dois processos de discretização. A discretização das coordenadas x e y é chamada de amostragem e a discretização dos valores atribuídos aos níveis de cinza é denominada quantização. Logo, para se digitalizar uma imagem é necessário o conhecimento da localização dos pontos e seus devidos valores de intensidade, por meio de amostragem e quantização. A quantidade de amostras escolhidas na formação da imagem é relacionada à sua resolução espacial.

Na definição da faixa dinâmica, que estabelece os níveis superior e inferior de intensidade, a variação entre o nível superior e o inferior é relacionada ao contraste de imagem.

A informação na imagem pode ser analisada também com base nos componentes de frequência espacial, que se relacionam ao comportamento das variações em $f(x, y)$. Baixas frequências aparecem em alterações graduais, ao longo da imagem. Já altas frequências mostram um comportamento de mudanças rápidas.

A imagem também sofre influência pelo número de bits por *pixel*. O tamanho de uma matriz $(M \times N)$ possui relação com o valor de intensidade. Uma quantidade maior desses parâmetros produz uma imagem com mais qualidade, porém a medida que ocorre

um aumento desses fatores há a necessidade um maior espaço de armazenamento [25, 1].

2.2.1 Interpolação

Para se manipular dados ou funções com valores discretos é necessária a utilização de uma medida que consiga mensurar valores dentro desses intervalos. Logo, a interpolação é um processo que estima uma aproximação, por meio de uma média dos valores externos ao intervalo, que até o momento não são conhecidos. O processo de interpolação consiste em representar aquela informação do sinal que esta em domínio discreto com uma taxa de amostragem maior, no caso de uma imagem, isso equivale a calcular pixels intermediários entre os já preexistentes na imagem [39].

Dentre os vários métodos de interpolação, foram escolhidos aqueles que são frequentemente usados no contexto de processamento de sinais, como a interpolação polinomial [21], *Natural neighbor interpolation* (Interpolação por vizinhança natural), *Nearest neighbor interpolation* (Interpolação por vizinhança mais próxima) [45], *Spline* [13] e a Cúbica [9]. Foram testadas ainda algumas menos conhecidas, como a *Piecewise Cubic Hermite Interpolating Polynomial* (Interpolação Polinomial Cúbica de Hermite por Partes - PCHIP) [40], Regressão por Vetor de Suporte (SVR, do inglês *Support Vector Regression*) [20, 28] e a Lanczos [14].

A interpolação Polinomial, que é baseado no cálculo de um polinômio aplicado nas posições disponíveis, retorna o mesmo valor existente na imagem, mas que para pontos intermediários resulta em valores também intermediários para a amostragem da imagem. Os coeficiente desses polinômios são calculados por um processo de minimização do erro quadrático entre as predições do polinômio e os valores já disponíveis na imagem, ou seja, a escolha é baseada no polinômio que melhor calcula os pontos que estão na imagem, segundo o critério dos mínimos quadrados [21]. Para os testes foram adotados polinômios de graus 2, 10 e 20.

O método de Lanczos corresponde a uma sobreamostragem do sinal com base em um filtro de função Sinc, ele usa um kernel em que os parâmetros mais usados são $a=2$ $a=3$, neste trabalho utilizamos $a=3$ que é um dos mais comuns [14]. Interpolação de Lanczos usando filtro com resposta impulsional de comprimento $2a = 6$ (ou seja, com $2a - 1 = 5$ lóbulos). Usamos $a = 3$.

Resposta impulsional do filtro de Lanczos com parâmetro a (usamos $a = 3$):

$$L(x) = \begin{cases} 1, & \text{se } x = 0, \\ \frac{a \operatorname{sen}(\pi x) \operatorname{sen}(\pi x/a)}{\pi^2 x^2}, & \text{se } -a \leq x < a, \text{ com } x \neq 0, \\ 0, & \text{se } x < -a \text{ ou } x \geq a. \end{cases}$$

Fórmula da interpolação de Lanczos:

$$S(x) = \sum_{i=\lfloor x \rfloor - a + 1}^{\lfloor x \rfloor + a} s_i L(x - i).$$

2.3 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

A radiação X é a base das imagens diagnósticas de diversos equipamentos, inclusive da tomografia computadorizada. Essa radiação é formada na presença de dois polos de energias contrárias e um potencial acelerador ligante. Em uma ampola de raio X, são encontrados elementos denominados cátodo (polo negativo) e ânodo (polo positivo). A corrente elétrica propicia ao cátodo uma corrente de elétrons atraída pelo ânodo, e com o choque esses elétrons transformam sua energia cinética em calor, e uma pequena parte forma fótons de radiação X. Na formação de raio X a energia é alta o suficiente para atravessar estruturas e interagir com os átomos do alvo, sendo capaz de arrancar elétrons ou interagir com o núcleo [3, 44].

Com base na densidade total de uma determinada estrutura, é possível identificar detalhes internos, de forma não invasiva. Essa observação foi feita pelo cientista Johann Radon em 1917, que deduziu que se um método for capaz de atravessar estruturas, ele pode definir a constituição que não pode ser vista superficialmente. Isso porque a densidade total de um objeto é dada por meio da soma das diversas densidades encontradas na trajetória [38]. A Figura 2.2 ilustra esse processo.

Com base no princípio de formação das imagens de raio X ou de outro método capaz de atravessar corpos, Radon mostrou que é possível definir estruturas por meio de suas projeções de raios X, o que resulta na densidade e formato de objetos ou estruturas internas. Isso deu origem à Tomografia.

Com as contribuições de Allan M. Comarck e Godfrey N. Hounsfield surgiu o primeiro equipamento de Tomografia Computadorizada, e toda a fundamentação teórica aplicada

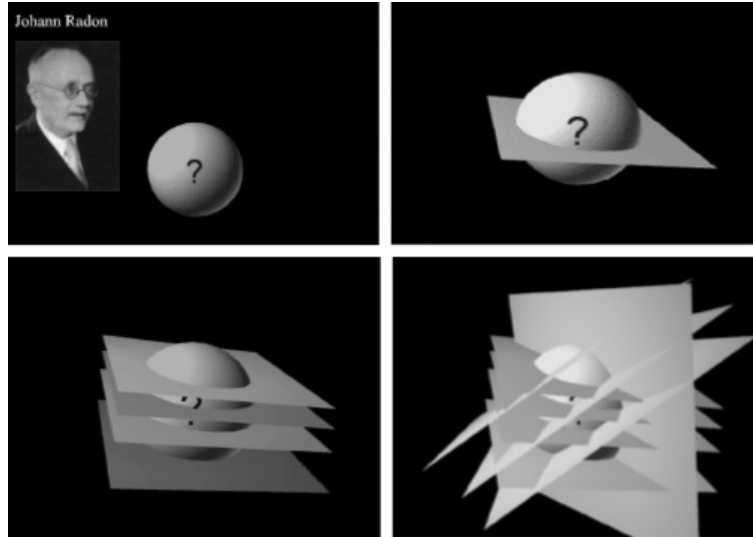


Figura 2.2. A teoria de Johann Radon. Observação de configuração interna um objeto por meio de suas densidades, sem intermédios invasivos. Imagem reproduzida de [38].

resultou em um maior número de ângulos, para as trajetórias dos raios, o que determina os detalhes, formatos e proporciona a diferenciação de estruturas que compõem objetos e o corpo humano. A técnica possibilita diagnósticos por imagens, de melhor qualidade, sem sobreposições de regiões, como ocorre em imagens de raios X por projeção única [32, 38].

A partir da quarta geração da CT, foram avaliados diversos fatores formadores da imagem. A cada rotação de 360 graus ocorre a chamada Revolução, e *Pitch*, que é a razão representativa do deslocamento da mesa pela espessura do corte, expressa por,

$$P = \frac{dm}{ec},$$

em que, P representa o *Pitch*, que é dado pela razão entre, o dm que é o deslocamento da mesa, e ec a espessura do corte.

As imagens resultantes são obtidas por meio de métodos numéricos de reconstrução, mas os dados coletados se dispõem em uma trajetória parecida com uma hélice, na chamada técnica helicoidal. Para evitar espessuras de corte diferentes e alterações na imagem projetada posteriormente, essa CT realiza as aquisições de 180 graus e interpola os dados com os outros 180 graus restantes de cada revolução [43], como no exemplo da Figura 2.3.

A imagem que é processada no *software* do tomógrafo é resultante de um equipamento composto por tubos de raios X e detectores interligados a um computador. O computador processa toda a informação de densidade atenuada que chega ao detector, gerando a imagem de tomografia. O método mais utilizado para o cálculo da imagem tomográfica a partir das projeções de raios X é a retroprojeção filtrada [32].

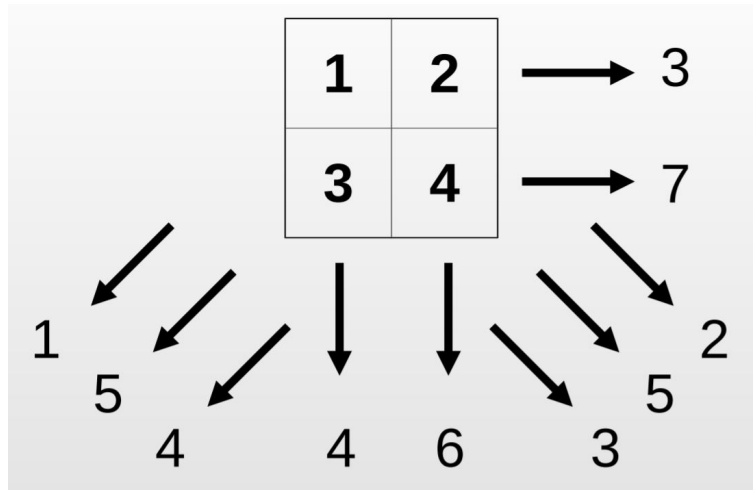


Figura 2.3. Representação da aquisição de imagem de um objeto no domínio das projeções de uma CT helicoidal. Fonte: site [http://dcm.ffclrp.usp.br/murta/PAIM/PAIM 4.pdf](http://dcm.ffclrp.usp.br/murta/PAIM/PAIM%204.pdf). Acessado em: 24/07/2019.

2.3.1 Imagem Tomográfica

A imagem tomográfica é representada pelo contraste de regiões com diferentes atenuações da radiação devido à densidade apresentada por cada tecido ou material, e é apresentada como uma imagem contrastada pelas variações de tons de cinza. A Figura 2.4, ilustra um corte axial e as projeções de raios X obtidas em 4 diferentes direções. A densidade de cada região é estimada a partir centenas de projeções e representada em cada *pixel* da imagem com unidades Hounsfield (HU). Essa escala foi estabelecida com base no valor do coeficiente linear de atenuação apresentado pela água.

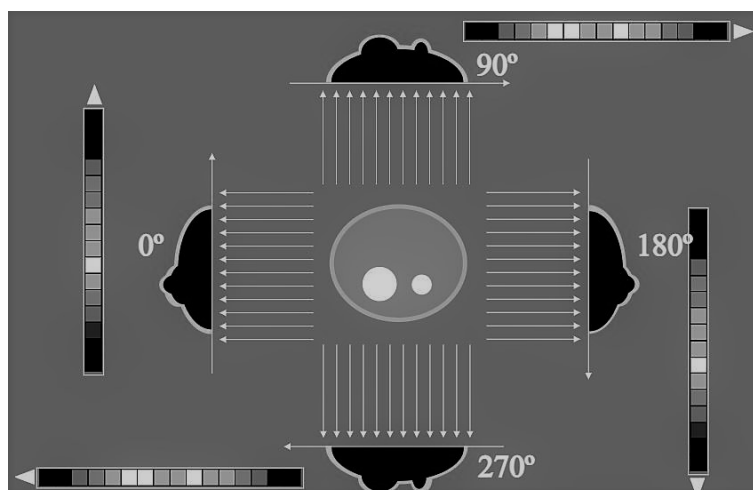


Figura 2.4. Exemplo da aquisição tomográfica em diferentes ângulos de objetos esféricos e as respectivas variações de cinza apresentadas em escalas. Fonte: <https://slideplayer.com.br/slide/10298464/>. Acessado em 24/07/2019.

Na escala há valores fixos, que independem da mudança de alguns fatores, a água com

valor = 0 (zero) e o ar com valor = -1000 [32]. A escala apresentada por Hounsfield é normalmente representada por valores de -1000 (ar) a +1000 (osso denso), porém fatores como tensão elétrica do tubo (kV), densidade do material (Z) e a temperatura podem gerar modificações no valores de HU.

Na escala de tons de cinza, materiais ou tecidos menos densos atenuam menos radiação, e são representados com valores negativos, compondo na imagem um tom de cinza escuro, próximos ao preto. Já quando são tecidos mais densos, possuem uma maior atenuação de raios X e conseqüentemente se aproximam aos valores mais positivos da escala e se apresentam na imagem com tons de cinza claro, próximos ao branco [17]. Logo, é com base nessa quantificação que se torna possível a visualização do contraste em diferentes tecidos ou materiais. A Tabela 2.1, demonstra as variações da unidade Hounsfield.

Tabela 2.1. Lista de Unidades Hounsfield HU. Para diferentes órgãos, tecidos e substância do organismo humano. Fatores como a de tensão do tubo, escolha do Kv, temperatura e densidade do material ou tecido, geram uma variação de valores, como nos apresentados. Tabela reproduzida de [17]

Valores típicos de HU para diferentes tecidos ou materiais	
Tecido ou material	HU
Osso compacto	+1000 (+300 a +2500)
Fígado	+60 (+50 a +70)
Sangue	+50 (+50 a +60)
Rins	+30 (+20 a +40)
Músculo	+25 (10 a +40)
Cérebro, matéria cinzenta	+35 (+30 a +40)
Cérebro, matéria branca	+25 (+20 a +30)
Água	0
Gordura	-90 (-100 a -80)
Pulmão	-750 (-950 a -600)
Ar	-1000

Os metais, por apresentarem grande atenuação, são visualizados na imagem como áreas brancas, e dependendo da sua densidade podem saturar a imagem e causar artefatos. O titânio e o aço inoxidável podem apresentar atenuações de 8000 HU e 13000 HU, respectivamente, porém seus valores não são fixos e podem ser alterados devido aos parâmetros anteriormente mencionados [57]. Metais de alto número atômico podem apresentar valores de 20000 a 30000 HU, como próteses de quadril, ocasionando na imagem muitos artefatos [23].

A maioria dos equipamentos de CT utiliza uma profundidade de 12 bits por *pixel* (bpp), em uma escala que varia de -1024 a +3071 HU, o que limita a avaliação de qualquer material que exceda os valores máximos da faixa estabelecida. Com os materiais

metálicos é comum que a eles sejam atribuídos, independente da sua atenuação de HU, o valor máximo na escala, gerando saturação [57, 17].

2.3.2 Transformada de Radon e transformada de Radon inversa

O computador é responsável por processar as informações que chegam aos detectores, resultado da atenuação dos tecidos presentes na trajetória do raio. Os cálculos matemáticos são realizados por meio de algoritmos específicos de CT.

A imagem tomográfica tem por objetivo permitir visualizar cada corte (*slice*) do objeto, e para isso, leva em consideração os planos em que os raios X o atravessam. As trajetórias dos raios são em linhas retas, de modo que cada uma apresenta uma densidade de atenuação total, como ilustrado na Figura 2.5. Esses diversos cortes são reconstruídos pelos algoritmos de reconstrução, o que forma imagens em planos axiais, sagitais e coronais.

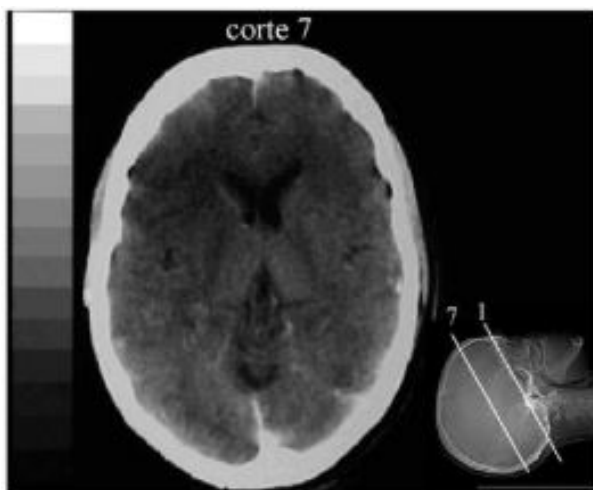


Figura 2.5. A imagem de ilustra um corte no plano axial de crânio e a localização da fatia adquirida. Imagem reproduzida de [42].

Na CT, o conjunto das linhas de atenuações em diversas trajetórias corresponde à denominada transformada de Radon. Matematicamente pode ser expressa pela integral de linha, onde um objeto é definido pela função $f(x,y)$ e cada projeção por (θ, t) :

$$P_{\theta}(t) = \int_{(\theta,t)line} f(x,y) ds. \quad (2.1)$$

É levado em consideração que cada linha tem uma direção específica e cada direção é unicamente identificada por um ângulo. Ao atingir o ângulo de 180 graus do objeto, temos informação suficiente para identificar todas as densidades pertinentes a ele. O objeto é

submetido à transformada de Radon inversa, onde é possível reconstruir as diferentes estruturas internas constituintes desse objeto, pelas projeções já adquiridas. Diferentes algoritmos, como a retroprojeção filtrada, existem para estimar a transformada inversa, como a retroprojeção filtrada [32].

Os raios X recebidos após atenuação a partir de cada direção compõem uma projeção. A projeção na CT é dada pelo montante das aquisições realizadas em uma direção. O arranjo dado por todas as projeções forma uma matriz, com cada coluna correspondendo a cada projeção, e com número de colunas igual ao número de ângulos em que foram tomadas as projeções. Esta matriz é uma representação discreta dos valores da transformada de Radon, e é utilizada para cálculo da imagem tomográfica. Essa matriz é denominada sinograma [38, 32, 18]. A imagem reconstruída é representada na escala de HU que apresenta então anatomicamente as estruturas em variações de tons de cinza.

2.3.3 Sinograma

A varredura da CT adquire informações em diferentes ângulos da estrutura em um determinado corte, formando uma espécie de fatia do objeto, como o exemplo da Figura 2.6. O conjunto dessas projeções forma o sinograma daquele determinado corte. Sinograma é o alinhamento das projeções adquiridas dispostas graficamente, cada projeção é considerada como uma dimensão (1D).

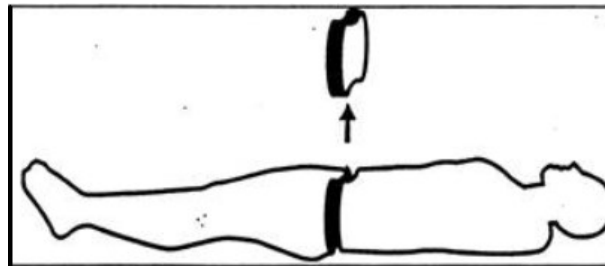


Figura 2.6. A imagem ilustra um corte de abdome. Em alusão ao modo como a CT enxerga cada fatia capturada durante a varredura. Imagem adaptada do site <https://docplayer.com.br/12530421-Tomografia-computadorizada.html> Acesso em: 25/07/2019.

Com as coordenadas de cada ponto é possível a formação do gráfico em razão de duas variáveis $R(\theta, t)$. A variável θ , representa cada ângulo, enquanto que t , representa a distância naquela direção. Logo, com base nas projeções obtidas é necessário que elas sejam organizadas de forma que fiquem empilhadas. O nome sinograma se refere ao fato de que para um corte formado por um único ponto a transformada de Radon se assemelha a uma senoide, conforme o exemplo ilustrado na Figura 2.7.

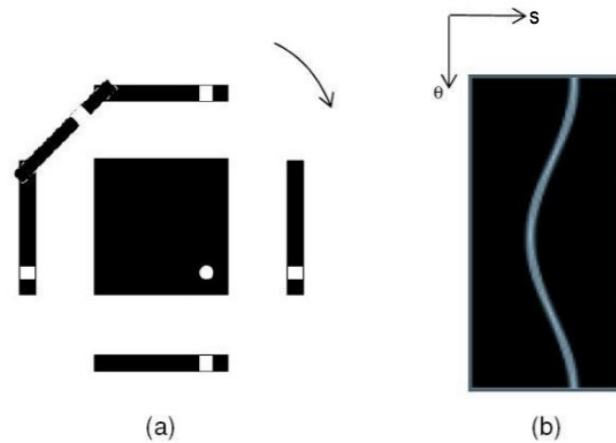


Figura 2.7. Formação do sinograma de um objeto esférico. (a) Projeções obtidas da imagem original. (b) Sinograma obtido da imagem original. Imagem adaptada e reproduzida de [16].

Então, para que haja a formação do sinograma de um determinado corte, é necessário que inicialmente seja predeterminado a espessura e o local da varredura. A região é irradiada em diversos ângulos diferentes e os detectores são os responsáveis por receberem as informações das interações ocorridas, que resultam das densidades diversas encontradas em cada trajetória, variando as tonalidade de cinza. E quando é realizado o alinhamento de cada uma dessas projeções se obtém o sinograma correspondente às estruturas internas do corte, conforme ilustrado pela Figura 2.8.

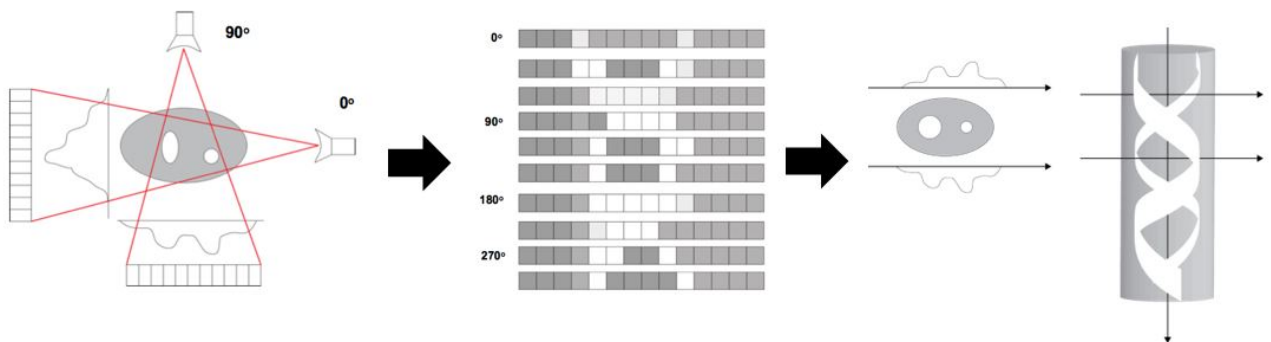


Figura 2.8. Processo de aquisição, formação de cada projeção em escala de intensidades e formação do respectivo sinograma. Fonte: Imagem adaptada e reproduzida do site <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br> Acesso em: 25/07/2019.

2.3.4 Retroprojeção simples e filtrada

O processo denominado retroprojeção simples consiste em reorganizar as informações do sinograma de modo a obter a formação da imagem, a partir das valores contidos em cada ângulo da imagem que é representado no sinograma no eixo θ da matriz. O

eixo que representa os ângulos desse sinograma pode ser apresentado como uma linha ou uma coluna, a depender da conversão adotada. Então, os valores de atenuação total apresentados em cada ângulo pelo eixo θ são organizados e novamente reprojitados e somados em um plano de imagem inicialmente nulo [32], formando a imagem como no caso da Figura 2.9. Note que a retroprojeção de cada coluna ou linha no sinograma se dá ao longo da imagem, e na mesma direção o correspondente àquela coluna ou linha. O que se observa é que no caso da retroprojeção simples, sem o uso de filtros a imagem aparece com borramentos, não apresenta boa definição, quando comparada a imagem original.

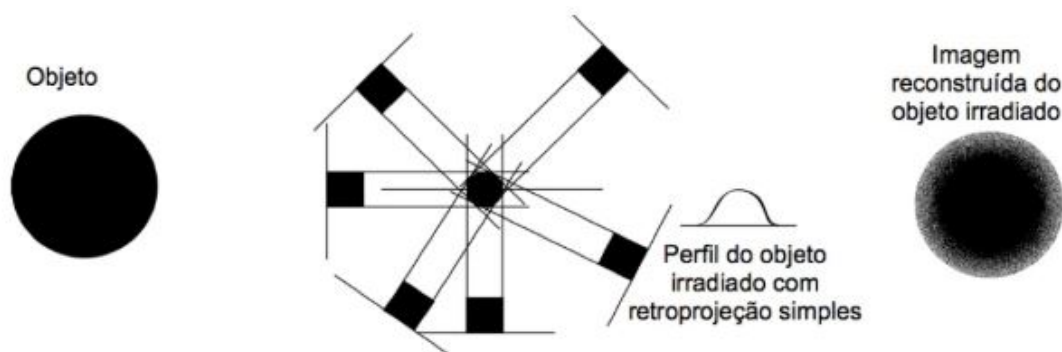


Figura 2.9. Imagem de um objeto esférico, sua retrojeção em seis ângulos e suas reconstrução pelo método de retroprojeção simples. Fonte: site <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br> Acessado em: 25/07/2015.

O processo mais utilizado para cálculo da imagem de CT a partir do sinograma é denominado Retroprojeção Filtrada (RPF). Este processo decorre do denominado teorema dos cortes de Fourier [32]. A RPF corresponde a retroprojetar cada projeção de raios X em um plano de imagem inicialmente nulo, mas sendo cada projeção filtrada por um filtro passa altas antes da soma no plano de imagem. A necessidade desse filtro é demonstrada pelo teorema, e de fato a realização da projeção sem esta filtragem resulta em uma imagem desfocada, com pouco contraste, o que não permite a visualização de detalhes dos tecidos. A retroprojeção filtrada pode ser expressa por:

$$f(x, y) = \int_0^\pi Q_\theta(x \cos \theta + y \sin \theta) d\theta,$$

em que, Q_θ representa o filtro aplicado a (x,y) .

$$Q_\theta(t) = \int_{-\infty}^{\infty} S_\theta(w) |w| e^{j2\pi wt} dw$$

A resposta de frequência do filtro é dada por $|w|$, ou seja trata-se de filtro de rampa.

O efeito de embaçamento na retroprojeção simples é reduzido com a aplicação de filtros antes da reconstrução da imagem. O filtro em rampa tem a função de realizar o

realce das bordas, reduzindo as frequências baixas. A Figura 2.10 ilustra uma imagem de CT, mostrando um corte axial de cabeça, bem com o sinograma dela obtido e, por fim, a imagem obtida por retroprojeção filtrada desse sinograma. Já a Figura 2.11 ilustra a mesma imagem reconstruída por quantidades diferentes de projeções, começando com apenas uma projeção (de forma a se obter uma imagem de baixa qualidade), passando por mais projeções que gradativamente melhoram a imagem obtida. O processo de RPF na CT para tecidos humanos apresenta resultados reproduzíveis e confiáveis para a medicina diagnóstica [38].

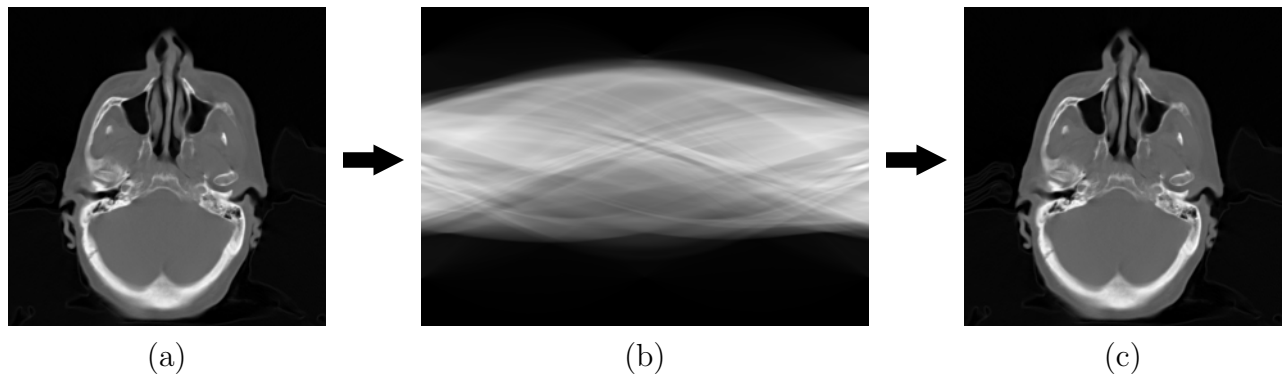


Figura 2.10. (a) Imagem original. (b) Sinograma adquirido da imagem original. (c) Imagem reconstruída por retroprojeção filtrada.

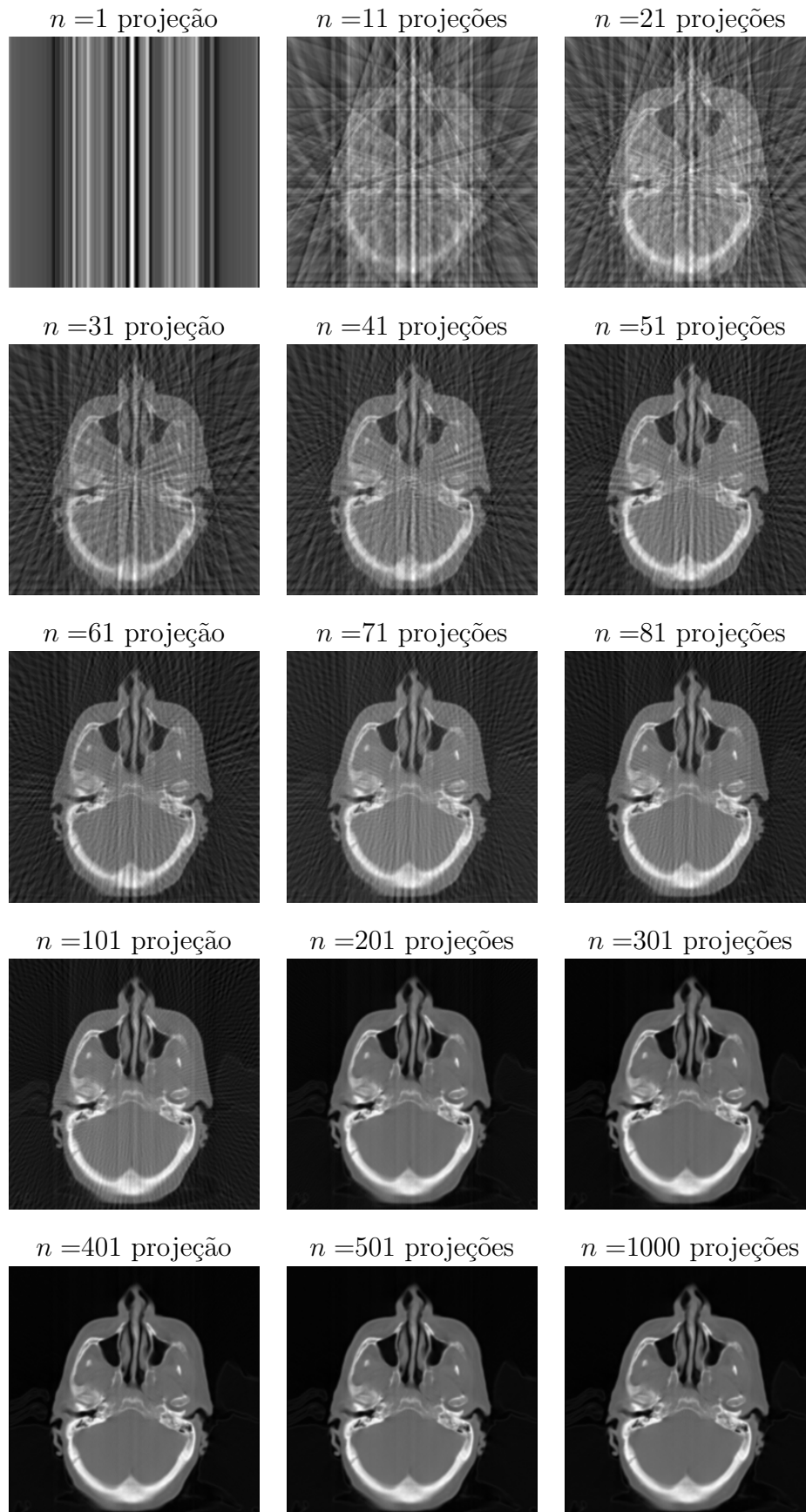


Figura 2.11. Imagens ilustrativas da reconstrução por método de retroprojeção filtrada da imagem original mostrada na Figura 2.10, utilizando diferentes quantidades de projeções (n), até 1000 projeções.

2.3.5 Artefatos em Tomografia

A presença de um artefato na imagem tomográfica corresponde a qualquer forma de erro de reconstrução ou ruído na imagem que possa resultar em um diagnóstico impreciso. Os artefatos são resultantes de fatores físicos ou do próprio *software*. A presença desses problemas pode induzir a um diagnóstico falso positivo ou mascarar sua existência, o que pode acarretar sérias consequências. Os artefatos na CT possuem algumas características e causas específicas de ocorrência, apresentam-se na imagem com formato de anel, listras, distorções, perda de resolução e sombreamentos. A Figura 2.12 exemplifica alguns de artefatos que podem ocorrer em imagens CT [18].

O artefato do tipo anel é identificado pela presença de círculos na imagem, e recria áreas com regiões mais escuras ou claras em formato circular. Pode ainda se apresentar como diversas ondas dentro da estrutura. Pode a princípio induzir a erros diagnósticos, porém é de fácil identificação, normalmente não acarretando em graves problemas [12]. A presença desses artefatos é usualmente pela falta de calibração do equipamento ou por defeito em algum detector, principalmente no caso de detectores por câmara de ionização [27].

O artefato associado a ruído aditivo é caracterizado por erros em cada *pixel* da imagem, prejudicando a diferenciação de tecidos, sendo que as bordas e estruturas perdem a visibilidade. É causado, por exemplo, devido à interferência de equipamentos ou pela baixa contagem de fótons, o que resulta em uma diminuição de contraste e aparência granulosa. A solução para amenizar o ruído é encontrada em algoritmos iterativos, pelo aumento dos parâmetros de aquisição ou pela interpretação dos dados coletados de maneira diferenciada. É comum esse tipo de artefato em pacientes obesos, devido à baixa energia dos raios após atenuação nos tecidos adiposos [12].

Artefatos de movimento são associados a distorções, listras e sombreamentos na imagem, e são provocados por diversos fatores intrínsecos aos paciente. Ocorrem devido a movimentos voluntários e involuntários como peristaltismo, respiratórios e batimentos cardíacos, ou deslocamentos durante a aquisição da CT. É comum a ocorrência em crianças ou pacientes que tenham um baixo nível de consciência. Esses pacientes normalmente apresentam dificuldade contenção e por vezes é necessário o uso de sedativos ou imobilização assessória, para que se consiga realizar o exame [7].

Já os artefatos por alta densidade são derivados da falta ou endurecimento de feixes, resultado de objetos que apresentam um alto número atômico. Pode ocorrer com estruturas ósseas, agente de contraste e materiais presentes ou próximas ao corpo que tenham alto valor de densidade, como o metal. Esse tipo de artefato é associado à pre-

sença de listras, denominadas *streaks*, e comumente leva a perda de informações de regiões próximas a essas estruturas. Logo, esse tipo de artefato gera dificuldade visual quanto a determinar detalhes das regiões afetadas. Por vezes não há como evitá-lo, porém algumas técnicas podem ajudar a reduzi-lo, como utilização de altas tensões e correntes, CT de dupla energia e algoritmos iterativos de redução de artefatos metálicos [11]. A próxima seção aborda com mais detalhes esse tipo de artefato.

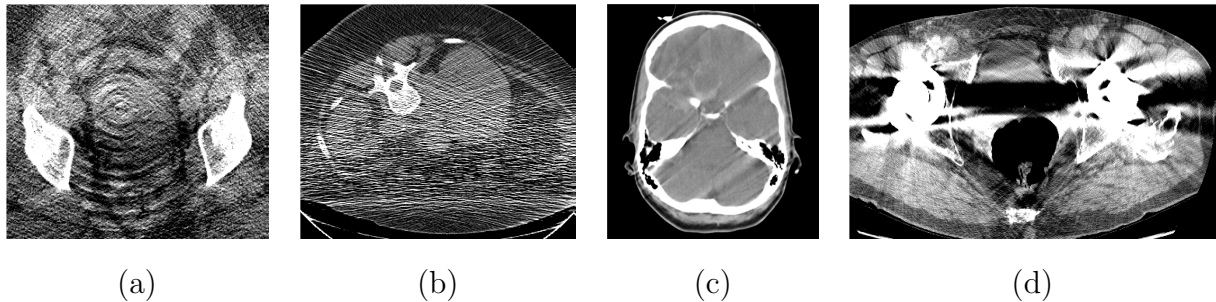


Figura 2.12. As imagens de tomografia ilustram quatro tipos comuns de artefatos que ocorrem na CT. (a) Imagem de pelve com artefato do tipo anel. (b) Imagem de abdome com artefato ruidoso. (c) Imagem de crânio com artefato de movimento. (d) Imagem de pelve com artefato do tipo *streaks*. Imagens adaptadas de: [7, 12].

2.3.6 Artefatos pela Interação entre Raio X e metais

Antes de se realizar um exame de CT são cumpridos alguns protocolos. Uma anamnese é feita quanto ao histórico do paciente com a finalidade de prevenir qualquer intercorrência durante a aquisição e possibilitar uma melhor imagem final. São retirados todos os adornos metálicos com o objetivo de evitar a interação da radiação com esses materiais, que gera artefatos do tipo *streak* [41].

Porém há casos que não podem ser evitados, como aqueles em que o paciente tem o material metálico fixo dentro do corpo, no caso de próteses, restaurações dentárias, clips cerebrais, implantes cocleares, clips de aneurismas, stents metálicos, próteses ortopédicas de metais ou qualquer outro objeto metálico.

Encontrar pessoas que possuem algum tipo de metal implantado no corpo não é incomum. Uma simples restauração dentária ou implante, se constituída de material metálico ou à base de elementos com número atômico elevado, pode gerar interferência nas imagens tomográficas, que pode comprometer regiões próximas. É o caso de exames de cabeça, que apresentam valores diferentes dos verdadeiros nas imagens devido às interferências provenientes dos materiais dentários. Não afetam apenas a visualização, pois os valores da imagem são bases para cálculos de doses, de forma que o planejamento radioterápico fica prejudicado [8].

Nas condições em que a presença do material é imprescindível à vida da pessoa ou não possa ser retirado, o exame de CT é realizado com a presença do metal. As regiões próximas ao metal aparecem com alterações, há a presença de listras brilhantes e faixas escurecidas, com aparência de estrias sobre as regiões e sobre as circunvizinhas, como no exemplo da Figura 2.13.



Figura 2.13. Artefato do tipo *streak*. Imagem de CT, corte axial de cabeça. O paciente que possui três implantes dentários em aço. Imagem modificada de [56].

O aparecimento desse artefato é provocado pela interação dos raios X com o material denso. Os raios ao saírem do tubo possuem diferentes energias e comprimentos de ondas e são divididas em dois tipos. Raios moles, que são ondas de grande comprimento, menor energia, pouca penetração e conseqüentemente são logo atenuados em contato com as estruturas orgânicas. E os raios duros, que são ondas mais intensas, de comprimento mais curto e de maior energia, o que resulta em uma alta penetração e uma atenuação mais eficiente, capaz de atravessar o corpo.

Em situações normais de contato com o corpo do paciente, os raios moles logo são absorvidos e os raios duros sofrem uma atenuação, sendo que a parcela não atenuada atravessa as estruturas e chega ao detector com as informações que posteriormente se transformam em imagem. Porém, quando esses raios mais intensos se chocam com materiais densos eles sofrem interações, havendo duas possibilidades: 1. são absorvidos 100% por ele, quando chega pouca ou nenhuma informação ao detector, o que resulta na imagem em uma faixa escurecida, onde não observam estruturas; 2. os raios sofrem uma brusca atenuação e se dispersam em outras direções, o que provoca a saturação da região e listras brilhantes espalhadas nas regiões próximas [11].

Comumente os artefatos do tipo *streak* estão associados às duas formas de interação: por endurecimento de feixes, que resulta na dispersão, e falta de fótons, sendo que esses fótons são totalmente absorvidos, devido à alta densidade do elemento. Os *streaks* podem

ainda ser combinados com outros tipos de artefatos como de movimento ou distorções e sombras.

Como as projeções sofrem bruscas alterações devido a presença do metal, no momento em que ocorre a reconstrução da imagem, o sinograma adquirido apresenta algumas senoídes bem contrastadas das demais. Quando isso ocorre e esse sinograma é retroprojetado com essas alterações, esses ângulos afetados começam a ser somados aos demais, o que resulta em uma imagem com artefatos, com perdas de determinadas áreas anatômicas. A Figura 2.14 mostra uma imagem de tomografia do fantoma confeccionado e o seu respectivo sinograma.

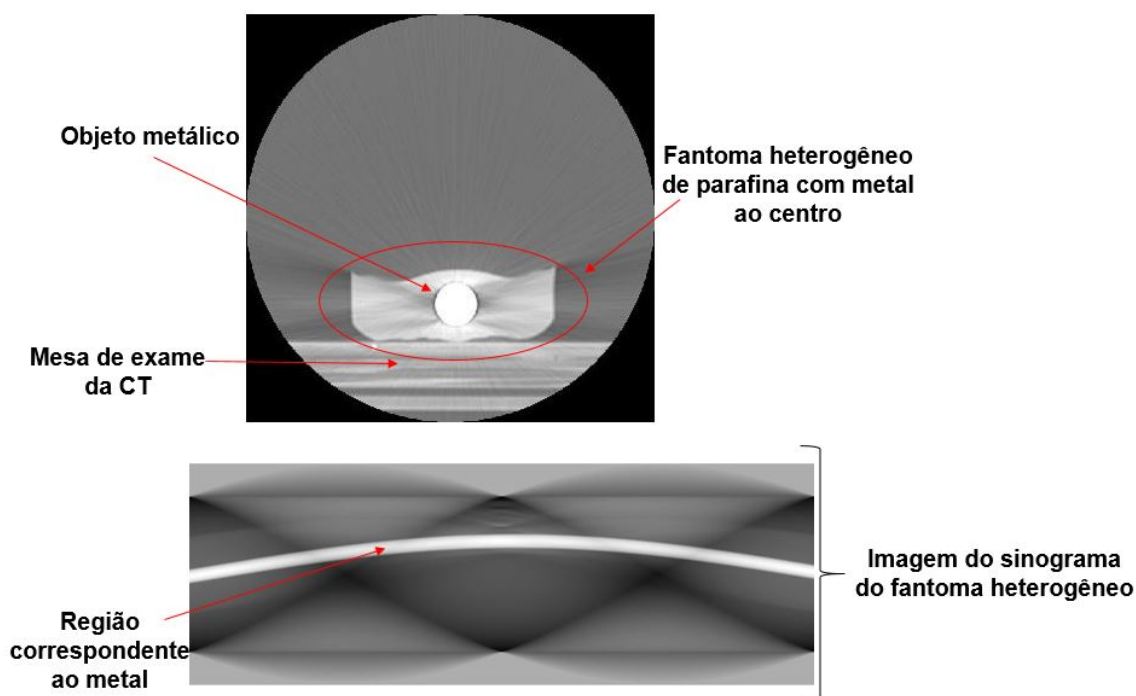


Figura 2.14. Imagem tomográfica do fantoma heterogêneo de parafina e o seu respectivo sinograma abaixo.

A área afetada pela falta de informações pode estar dentro da região de interesse do estudo, o que dificulta a tomada de decisão na medicina principalmente para cirurgia, ortopedia, neurologia e oncologia [12].

2.3.7 Algoritmos para Redução de Artefatos Metálicos

A densidade do material possui uma relação com o nível de distorção das imagens. Quanto maior a densidade do material, mais artefato gerará. Isso acontece em decorrência da composição do objeto metálico, já que um maior endurecimento de feixes é diretamente proporcional ao número atômico mais elevado.

Diversos materiais metálicos são utilizados na constituição de próteses, parafusos, expansores e outros objetos de uso implantável. São produzidos como itens críticos, com uma maior atenção voltada para a não rejeição, a adaptação e à aderência ao corpo do paciente [15]. Há diversos materiais que interferem menos com os raios X da CT, como o titânio e aço cirúrgico. Já a platina e o cromo-cobalto geram maior interação, causando ainda mais artefatos nas imagens.

Com o objetivo de amenizar e recuperar as informações perdidas pelos artefatos, duas alternativas são viáveis. Uma é aplicada durante a aquisição e a outra somente após a realização do exame, nas imagens processadas. O primeiro caso é a utilização de uma tomografia que possui dupla energia, um feixe duplo. Porém, é necessário saber previamente se o paciente possui implante metálico no corpo, e analisar se há equipamento desse tipo disponível e acessível. No outro método são aplicados algoritmos de reconstrução de imagens feitos para esse tipo de artefato, o que dispensa um tomógrafo diferente, já que o método se baseia no pós-processamento das imagens já adquiridas por qualquer CT [33].

A tomografia de dupla energia se baseia em energias diferentes durante a aquisição, o que resulta em uma melhora principalmente quanto a imagens com metais de menor densidade como o titânio. Porém ela por si só não é capaz de retirar 100% dos artefatos gerados, necessita assim de um algoritmo de pós-processamento que delinieie melhor a região e corrija as imagens [35].

Os algoritmos de redução de artefatos são pensados principalmente para a reconstrução de regiões perdidas em virtude dos metais. Os algoritmos de redução de artefatos metálicos são denominados *Metal Artifact Reduction* (MAR). Eles realizam o melhoramento das imagens por meio de algoritmos que analisam o artefato metálico em uma variação de tons cinza conforme a escala de Hounsfield (HU), dentro da faixa de valores normalmente acima de 3000 HU. A maior parte dos MARs segmenta as imagens por meio dos valores de HU considerados metais, retroprojeta sem os artefatos, interpola com os dados do sinograma e reconstrói a imagem. Normalmente o resultado apresentado é uma imagem com menor interferência [56].

Outras medidas que podem ser utilizadas conjuntamente ou separadas para tentar diminuir a interferência causada pelos metais e dizem a respeito ao uso de grades de dispersão de raios e até o uso de mais radiação, elevando os parâmetros de tensão elétrica (kV). São medidas que diminuiriam o artefato, porém se o metal foi altamente atenuante implicaria em uma melhora discreta das imagens, o que representa uma baixa eficácia e até uma maior exposição radiológica ao paciente.

Os algoritmos MARs atuam com base em um valor preestabelecido de HU para

metais. Eles normalmente não detectam outros artefatos semelhantes menos intensos que são causados por diferentes tecidos, como o osso. Devido ao valor específico identificado na imagem, alguns metais com um HU maior serão melhor interpretados como artefato na imagem, como o caso do aço inoxidável que apresenta cerca de 13000 HU na CT. Neste caso ficam mais distinguíveis para a segmentação das áreas prejudicadas pela influência do metal. Isso produz melhores resultados do que para metais] de menor densidade, como o titânio, que é identificado na imagem em torno 8000 HU [57].

Algumas marcas comercialmente conhecidas desenvolveram algoritmos de redução de artefatos metálicos. Eles prometem o melhoramento da imagem com redução dos artefatos e a recuperação de detalhes. Os métodos escolhidos por cada algoritmo MAR são diversos e podem incluir Reconstrução Iterativa Estatística Adaptativa (ASiR), Redução de Artefatos de Metal Normalizados (NMAR), Redução de Artefatos de Metal por Frequências Divididas (FSMAR), Interpolação Linear (LI MAR), Redução de Artefatos de Metal com Base em Dados Anteriores (FP MAR) e Redução de Artefatos de Metal Híbrido (H MAR). Eles são utilizados individualmente ou combinados com outros algoritmos [12].

A GE Healthcare possui um *software* comercial MAR. O diferencial proposto pela empresa é que os dados brutos não são segmentados diretamente, e segundo o fabricante essa abordagem melhora o processo de reconstrução. Em razão disso o algoritmo SMAR (*Smart Metal Artifact Reduction*) ou GE MAR foi desenvolvido em três etapas: primeiramente é feita uma interpolação de dados anteriores para obter informação das áreas onde houve perda de sinal; após essa fase os tecidos são classificados, sendo que dados sintéticos referentes às regiões onde ocorreu a ausência de fótons são combinadas com a imagem interpolada; em seguida a imagem é novamente projetada. A última fase tem como finalidade produzir dados com contraste mais próximo ao original. Utiliza-se então uma projeção que combina à imagem original a projetada anteriormente e uma máscara de metal. O fabricante afirma que o algoritmo permite uma redução de artefatos metálicos, identificação de regiões afetadas que estão ausentes, além de um melhor contraste e resolução [26, 22].

A Philips foi a pioneira a desenvolver um algoritmo comercial para atender a redução de artefatos causados por metais. Seu *software* O-MAR (*Metal Artifact Reduction for Orthopedic Implants*) foi projetado semelhantemente ao NMAR, e segmenta a imagem original, classifica os tecidos em metálico e não metálico e interpola com dados de imagens anteriores. No sinograma é realizada a extração de toda parte metálica, com base na classificação anteriormente realizada. É então criada uma máscara de metal que é aplicada à imagem original, subtraindo dessa imagem todos os *pixels* correspondentes ao metal. A imagem resultante é então usada como ponto de partida para novas iterações do algoritmo, que é repetido até que um critério de parada seja satisfeito [2]. Porém essa técnica se

aplicada a outros metais como os utilizados em restaurações ou próteses dentárias, não alcança resultados tão bons quanto no caso de materiais e implantes ortopédicos, sendo portanto mais restrita a esses materiais. [34].

Semelhantemente ao O-MAR, o SEMAR (*Single Energy Metal Artifact Reduction*), desenvolvido pela Toshiba, realiza o processo de redução dos artefatos metálicos com RPF. Cria-se inicialmente um limiar baseado na escala de HU para metais. Então são segmentados os metais da imagem original, gera-se um sinograma apenas dos metais, que é subtraído do sinograma da imagem original. Isso produz uma imagem sem os metais, que então é submetida ao cálculo das projeções. Em seguida é realizada uma reclassificação dos tecidos. Na última etapa é reconstruída uma nova imagem com a combinação da imagem sem os metais com as imagens dos metais, onde apresenta redução dos artefatos [53, 51].

Já o algoritmo desenvolvido pela Siemens *Iterative Metal Artifact Reduction* (IMAR) utiliza outros dois algoritmos MARs combinados na sua composição para corrigir suas imagens. O NMAR tem o objetivo de preencher corretamente as regiões afetadas pelos artefatos, além de reduzir o surgimento de novos artefatos que possam vir a ocorrer ao subtrair o metal. Já o o FSMAR proporciona uma imagem mais preservada, pois recupera bordas e detalhes, além de possibilitar a adequação das frequências diferentes produzidas pelos diversos tipos de metais existentes. Primeiro a imagem passa por uma normalização e interpolação no sinograma, em que são substituídas as regiões atribuídas a metais por valores interpolados. As estruturas consideradas metais e os tecidos são reclassificados após reconstrução a partir dos sinogramas normalizados. Considera-se o HU de cada região, e para o metal atribui-se o valor zero. Logo após a interpolação, a imagem é desnormalizada com base em sinogramas anteriores. O resultado desse processo envia essas informações ao FSMAR, sendo que, as imagens de alta e baixa frequência são obtidas por um filtro Gaussiano. Em sequência é desenvolvido um mapa de ponderações espaciais, criadas por desfoque das imagens. O mapa substitui as áreas próximas aos metais de acordo com as frequências encontradas. O processo de interpolação e divisão de frequências é iterativo, de modo a diminuir os erros de classificação de imagem a cada processo. O algoritmo depende de vários parâmetros que são definidos pelo usuário para cada densidade de metal a ser corrigida, como a escolha do limiar de HU do metal, o número de iterações e o uso do filtro [5].

Há ainda alguns algoritmos não comerciais como o MDT (*Metal Deletion Technique*). O MDT reduz os artefatos por interpolação de seus dados afetados pela presença do metal com dados de imagens anteriores, e utiliza um limiar para os metais de 3000 HU. Primeiramente o algoritmo aplica um filtro para preservar bordas. Em seguida os *pixel* do metal são subtraídos da imagem, e interpolados com dados anteriormente obtidos. Os

valores ao redor do metal são calculados por meio de uma média ponderada dessas regiões, e esse processo é repetido iterativamente por quatro vezes, sendo por fim reinserido o metal na imagem final já corrigida [11, 24]. Apesar de ser considerado um algoritmo eficaz, o MDT tem um processamento considerado lento em relação a outros algoritmos como LI, NMAR, e o novo *Metal Artefact Reduction Technique* RMAR. Em um processamento de 150 cortes ele leva em torno de dois dias para corrigir todas as imagens [54]. Outro fator que impacta para sua não comercialização é seu alto custo de implementação, o que o torna oneroso para o uso clínico rotineiro [34].

As interpolações realizadas pelos algoritmos de redução de artefatos são os métodos utilizados para apresentar novos valores as regiões perdidas ou subtraídas, por aproximação ou média dos valores discretos apresentados na imagem. Com base nas informações das coordenadas dos *pixels* vizinhos é constituído um novo conjunto de valores para cada área desejada. Há diversos tipos de algoritmos de interpolação, que levam em conta a localização de onde serão extraídos os dados, como são realizados os cálculos e os diferentes tipos de médias possíveis para cada caso.

Nenhum dos algoritmos comerciais menciona detalhes dos processos matemáticos que seus *softwares* realizam, assim como não expõem o método de interpolação que foi estabelecido e quais os critérios para as escolhas deles.

Neste trabalho, avaliamos, dentre outros aspectos, diversos algoritmos de interpolação aplicados no domínio da transformada de Radon para substituição dos valores afetados pelos metais.

3 METODOLOGIA

Neste trabalho, são implementados dois métodos para redução de artefatos metálicos em imagens de CT. Para avaliação dos métodos, são utilizados fantasmas diferentes à base de parafina com e sem objetos metálicos, bem como fantasmas digitais e imagens reais de cabeça.

Os fantasmas de parafina sem metal são utilizados para geração de imagens de referência, e os fantasmas com metal são usados para gerar imagens com os artefatos, a serem submetidas aos métodos propostos e então comparadas visualmente com a referência.

Este capítulo detalha a construção dos fantasmas e a implementação dos algoritmos, bem como os testes de desempenho realizados.

3.1 FANTOMAS

A escolha dos materiais para a construção dos fantasmas foi baseada na densidade em HU apresentada na imagem tomográfica, que deve ser semelhante à dos tecidos humanos. O valor médio da água por vezes é adotado na radioterapia por se aproximar a uma média de tecidos moles do corpo. A escolha do metal utilizado é devido ao aço e ao titânio serem empregados em materiais de uso cirúrgico, como em próteses e implantes.

Para verificar a eficácia e eficiência do algoritmo desenvolvido para o experimento MAR, foram produzidos dois fantasmas idênticos em geometria e material, medindo 15 cm x 10 cm x 4 cm. Um fantoma é classificado como homogêneo, composto apenas por parafina, e um como heterogêneo, composto por parafina e um parafuso de aço no interior. A inclusão do parafuso metálico no fantoma heterogêneo simula a presença de metal que poderia estar presente no corpo do paciente submetido a CT, que conseqüentemente gera artefatos semelhantes, do tipo *streak*.

Outros dois fantasmas foram construídos em semelhança à anatomia humana de crânio. Duas cabeças de manequim iguais constituídas de plástico foram preenchidas com para-

fin. No fantoma denominado heterogêneo 2, foram inseridas três barras cilíndricas de titânio Astm-f136, medindo 50 mm de comprimento e 10 mm de diâmetro cada, dispostas em forma de triângulo, com o objetivo de produzir artefatos mais intensos. O outro fantoma, o homogêneo 2, foi preenchido apenas com parafina, para análises comparativas dos testes de redução de artefato. A Figura 3.1 ilustra os fantasmas homogêneo e heterogêneo.

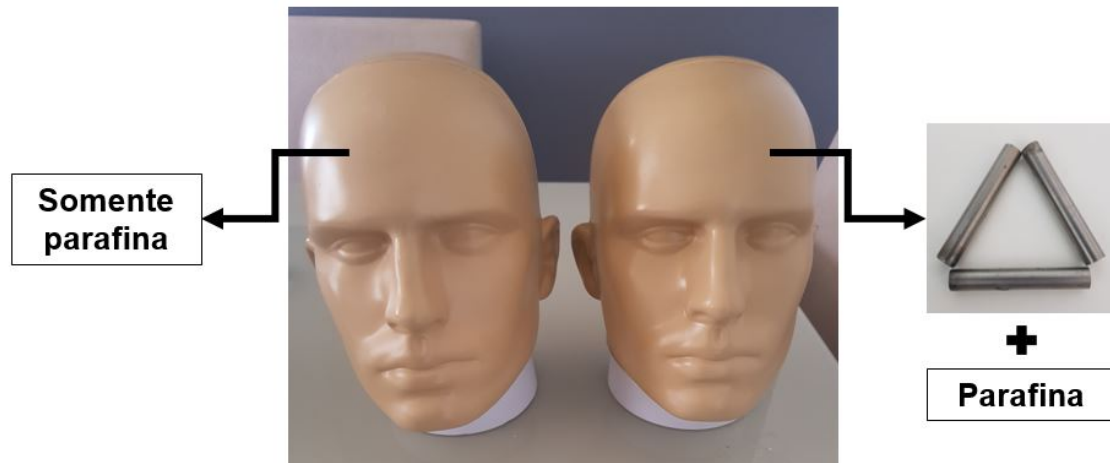


Figura 3.1. Imagem dos fantasmas, homogêneo 2 à esquerda e heterogêneo 2 à direita. Ambos são preenchidos com parafina em seu interior, e ao heterogêneo 2 foram acrescentadas três barras de titânio dispostas em formato de triângulo.

Os materiais e a geometria adotada foram determinados de modo a proporcionar artefatos semelhantes aos ocorridos em pessoas com implantes metálicos no corpo, sem a necessidade de submeter indivíduos à radiação ionizantes. A razão de se realizar os testes com fantasmas é também pela fácil reprodutibilidade e possibilidade de comparar os resultados da redução de artefatos com uma referência, já que dois fantasmas bem semelhantes podem ser fabricados, mas um com um dispositivo metálico e outro sem.

Foram testadas, além dos fantasmas produzidos, algumas imagens de fantasmas digitais em que é possível inserir em diferentes localizações e com diferentes geometrias regiões representando metais, e analisarmos as respostas produzidas. Os escolhidos para essas análises iniciais foram o Shepp Logan e imagens tomográficas de crânio cedidas do Hospital Universitário de Brasília.

3.2 PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO DAS IMAGENS DE CT

Os dados gerados pelos fantasmas desenvolvidos foram adquiridos em um escâner de CT de fonte única (tomógrafo computadorizado *Toshiba* de 64 canais) pertencente ao Hospital Universitário de Brasília. Os parâmetros de aquisição das imagens foram adotados com base em um protocolo de exame de rotina. E foram utilizados os mesmos

parâmetros para ambos os fantasmas. As coletas das imagens foram realizadas em três dias, com os colaboradores do HUB. As imagens coletadas dos fantasmas possuem formato DICOM, tamanho 512x512, os parâmetros de tensão e corrente foram, respectivamente, 120 kV e 350 mA .

3.3 ALGORITMO MAR

A proposta do algoritmo é a reconstrução de imagens tomográficas, a fim de obter correções de artefatos metálicos, o que promove um melhoramento das imagens. O método se baseia em submeter os fantasmas desenvolvidos a tomografia computadorizada e realizar as correções pós-processamento por meio de um algoritmo introduzido em linguagem de alto nível.

O algoritmo foi desenvolvido para repetir nas imagens reconstruídas as projeções do tomógrafo, e realizam o cálculo das projeções como na CT. Foram estabelecidos alguns parâmetros, dentre eles, foram adotadas 500 projeções de raio X em ângulos entre 0° e 180° para realizar a RPF da imagem. Para realizar a correção das regiões afetadas pelo metal, foram desenvolvidas algumas etapas de processamento aplicadas as projeções de raios-X, ou seja, no domínio da transformada de Radon.

Nos testes preliminares, foram aplicados dois métodos para a correção dos artefatos. O primeiro realiza a subtração do metal nas imagens dos sinogramas, é calculada a imagem do sinograma da imagem sem correção dos fantasmas sintético e de parafina. Nessa imagem do sinograma é identificada a região do metal, que é subtraída, permitindo reconstrução sem o metal. O segundo método realiza os mesmos processos de subtração, e ainda aplica uma interpolação nas áreas subtraídas.

Para os experimentos principais foram implementados mais processos ao algoritmo de correção, para facilitar e adequar o uso do *software* no ambiente radioterápico, conforme apresentado no fluxograma da Figura 3.2.

São realizadas segmentações manuais da região do metal, que dá origem a uma máscara desse metal. Essa máscara é utilizada para obtenção do sinograma a ser subtraído. Para realizar a subtração, é feito o cálculo do sinograma da imagem original e um sinograma correspondente à máscara do metal, que é subtraído do original e retroprojetado. Para se obter a localização e o padrão dos artefatos na imagem é criado um plano de fundo e inserido a ele a máscara do metal, na mesma posição da imagem original; esse plano de fundo com metal é submetido a RPF permite gerar padrões semelhantes aos artefatos produzidos na imagem. Esses padrões são projetados em sinograma, gerando

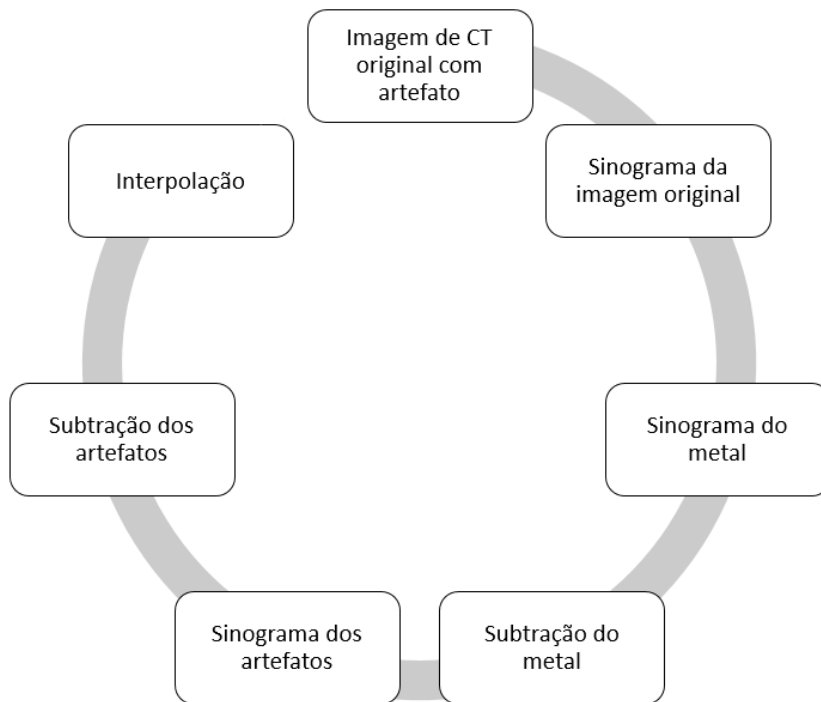


Figura 3.2. Fluxograma dos processos desenvolvidos pelo algoritmo MAR.

uma nova máscara dos artefatos, que é subtraída da imagem sem metal e retroprojetada. Após a finalização das subtrações, o sinograma gerado é submetido à interpolação das áreas retiradas. Para preencher os valores subtraídos que anteriormente eram do metal e dos artefatos, os sinogramas são submetidos à interpolação 2D ou 1D (coluna a coluna).

3.3.1 Subtração de sinogramas

Por meio da transformada de Radon da imagem de CT do fantoma com artefato metálico, é possível a identificação da região do metal pela marcação espacial no domínio de *pixels* do sinograma ou pela segmentação manual. Com base na informação da localização do metal nesse sinograma, é marcada manualmente a área do metal no sinograma. Com essa marcação é realizado um novo sinograma que corresponde somente à região do metal. Ao obter o sinograma do metal é possível a realização da subtração da região do metal na imagem do sinograma original. Assim, no sinograma original é subtraída a região correspondente ao metal. O resultado é um novo sinograma, que não apresenta a região do metal. Onde ficava o metal agora aparece no sinograma como uma região mais suavizada, já que a região crítica não é só formada pelo metal, mas apresenta também os valores originais ou próximos da estrutura, que ficaram prejudicadas pela geração do artefato. Então, ao se remover o sinograma do metal ainda permanecem informações dessas estruturas.

Esse sinograma resultante da subtração é novamente reprojetoado, agora sem os valores do metal que produzia maior parte dos artefatos; é realizada a reconstrução da imagem ângulo a ângulo e é considerado, nesse momento, o novo sinograma que apresenta valores residuais onde anteriormente se localizavam os metais, conforme exemplifica o fluxograma da Figura 3.3.

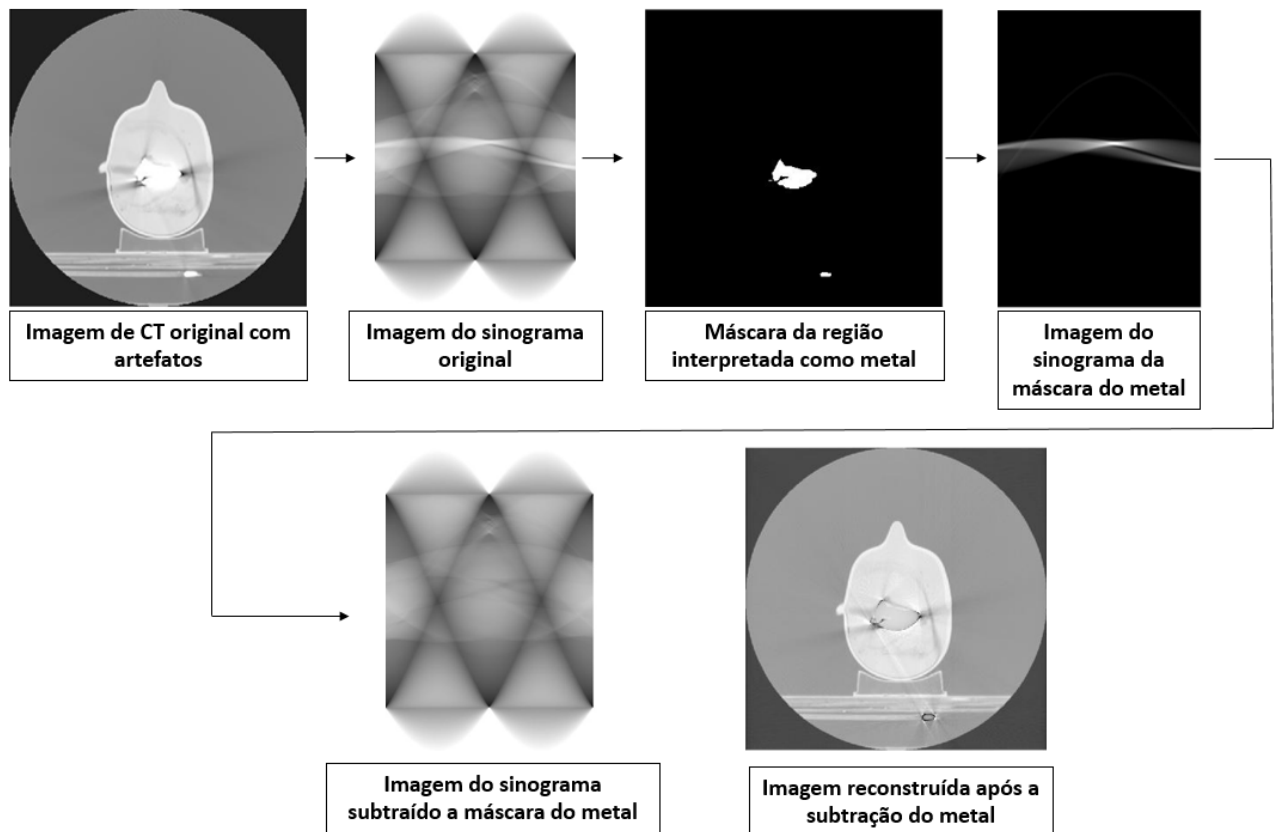


Figura 3.3. Fluxograma do primeiro processo de subtração, do metal, exemplificado pelo fantoma heterogêneo 2.

A imagem subtraída do metal ainda apresenta os artefatos produzidos por ele, e para retirá-los é necessária a identificação desses artefatos. No processo de localização, é criado um plano de fundo e inserido nele o metal nas mesmas coordenadas da imagem original. Essa imagem passa por uma projeção nos mesmos parâmetros das outras imagens de CT. O resultado desse plano de fundo com metal retroprojetado é uma imagem com os padrões de artefatos da imagem original. Deste padrão, é feito um sinograma, que é utilizado com uma máscara de artefatos e é subtraído do sinograma resultante do processo anterior, já removido o metal. A Figura 3.4 demonstra os processos desenvolvidos para subtrair os artefatos. Desse sinograma resultante, é realizada a reconstrução da imagem.

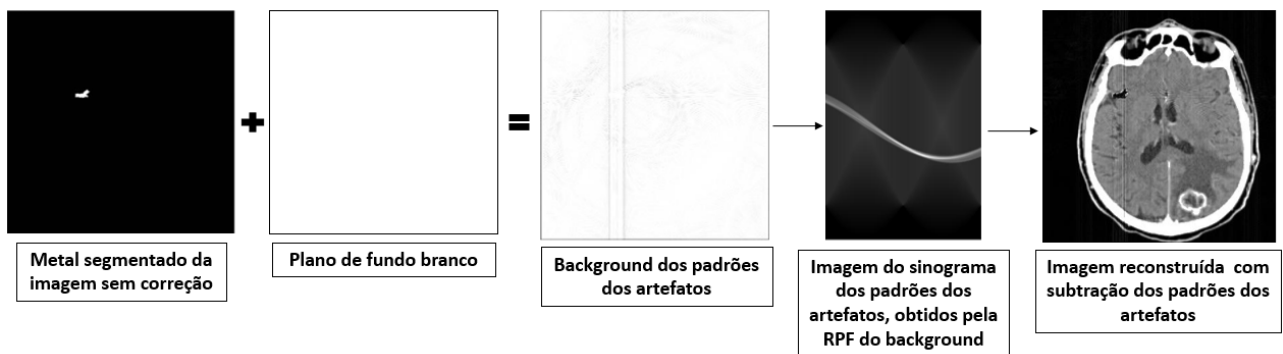


Figura 3.4. Fluxograma do segundo processo de subtração. A RPF do plano de fundo branco somado ao metal gera o background dos padrões dos artefatos. Ilustrado pela imagem de CT de cabeça inserida de metal artificialmente.

3.3.2 Interpolação

Na escolha dos métodos de interpolação, foram analisadas as soluções mais comuns e algumas mais específicas. Os métodos de interpolação testados nas imagens foram:

- Interpolação Polinomial de graus 2, 10 e 20;
- *Piecewise Cubic Hermite Interpolating Polynomial* (Interpolação Polinomial Cúbica de Hermite por Partes - PCHIP) [40];
- *Natural neighbor interpolation* (Interpolação por vizinhança natural);
- *Nearest neighbor interpolation* (Interpolação por vizinhança mais próxima);
- *Spline*;
- Cúbica;
- Regressão por Vetor de Suporte (SVR, do inglês *Support Vector Regression*) [20, 28];
- Lanczos [14].

Dentre as opções foram analisados os métodos em 1D e 2D disponíveis, de acordo com cada técnica. Foram excluídas interpolações que necessitavam de uma capacidade de processamento elevada, que resultaria em um algoritmo mais lento.

3.4 TESTES DE VALIDAÇÃO

Os métodos dos testes preliminares foram de análises comparativas, visuais, da relação sinal ruído e valor eficaz, comparando três imagens: as imagem sem correção, as imagens

que sofreram apenas subtração e as imagens que passaram por interpolação, dos fantasmas sintéticos e de parafina.

Os testes realizados com o fantasmas sintéticos e com as imagens de CT reais, antes de eles serem submetidos às etapas anteriormente descritas na Seção 3.3, foram inseridas artificialmente regiões de altas densidades, para simular áreas de metais. Posteriormente, as imagens foram submetidas aos mesmos processos, cálculo das projeções, segmentação do metal, detecção, subtração de metal, retroprojeção, subtração dos artefatos, retroprojeção, interpolação e reinserção dos metais. Para a análise e testes desses fantasmas foram avaliados quantitativamente e visualmente as imagens comparando com as melhores adquiridas após cada processo em relação à imagem ideal, sem o metal, como exemplifica a Figura 3.5. Porém, nos fantasmas de parafina não foi viável a aplicação do processo de subtração dos artefatos, a razão para isso será discutida no Capítulo 4.

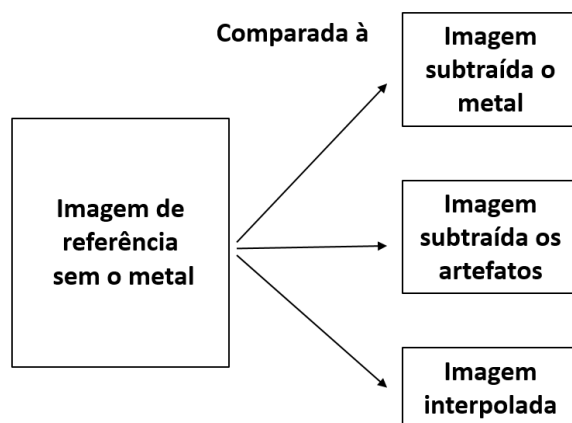


Figura 3.5. Ilustra a relação comparativa da imagem ideal sem o metal, com as imagens tratadas por cada processo desenvolvido pelo algoritmo.

Já para as imagens dos fantasmas de parafina, homogêneo 2 e heterogêneo 2, foram aplicados os seguintes processos, para detecção do objeto metálico no fantoma heterogêneo 2, as imagens adquiridas foram submetidas a limiarização, dos artefatos de alta densidade, subtração, reconstrução, interpolação e reinserção dos metais.

Já para a escolha do método da interpolação foram analisados diversos tipos, dentre os mais comuns, alguns unidimensionais e outros bidimensionais. As imagens para os testes de interpolação foram as dos sinogramas subtraídos o metal, originados do fantoma heterogêneo 2. Depois da subtração do metal no sinograma, foram aplicadas as diferentes interpolações, na região da máscara do metal.

3.4.1 Análises das Imagens

A avaliação das imagens foi realizada por meio de análises observacionais e quantitativas.

Nos testes preliminares foi avaliada a aplicação das técnicas por métricas de tamanho do erro e a melhora do relação sinal ruído nas imagens dos fantasmas sintéticos e para o fantoma de parafina heterogêneo apenas avaliação da melhora global da imagem por meios visuais. Todas as imagens testadas foram comparadas com a imagem de referência sem correção.

A avaliação quantitativa realizada foi estabelecida por meio do valor eficaz e relação sinal ruído. Foi realizada somente no caso do fantoma sintético e das imagens de CT reais, com base na imagem de referência quando comparadas à imagem por subtração do sinograma do metal e por interpolação do sinograma. A análise se baseia em avaliar a redução do erro e a melhora do sinal das imagens tratadas por subtração e das imagens tratadas por interpolação, quando comparadas à imagem referência. Também foram avaliados quantitativamente os dois tratamentos (subtração e interpolação) em relação a imagem ideal, onde não há os artefatos. A Figura 3.6 mostra as imagens de referência e as análises escolhidas para a avaliação de cada caso.

Foram ainda, analisadas e comparadas, visualmente e quantitativamente, as imagens que passaram pelos métodos de interpolação. O objetivo foi definir, entre as opções disponíveis, a técnica que produziu resultados relevantes, em relação à imagem sem correção.

Os fantasmas de parafina fabricados, não foram analisados quantitativamente, porque para essas amostras, não havia imagem ideal de referência, em razão disso, a análise foi realizada comparando as etapas de subtração e interpolação com a imagem sem correção.

Ainda foi analisado a influência do formato em relação a geração de artefatos metálicos. Para essa mensuração foram testados os seguintes formatos: triângulo, retângulo, quadrado, em L, hexagono, em cruz e em círculo. Todos os formatos foram inseridos artificialmente na imagem de CT de cabeça real 1 e submetidos a transformada de Radon e a inversa de Radon e observados quanto ao tamanho do artefato produzido na imagem e como se comportaram após os processos de subtração e interpolação *spline* do algoritmo.

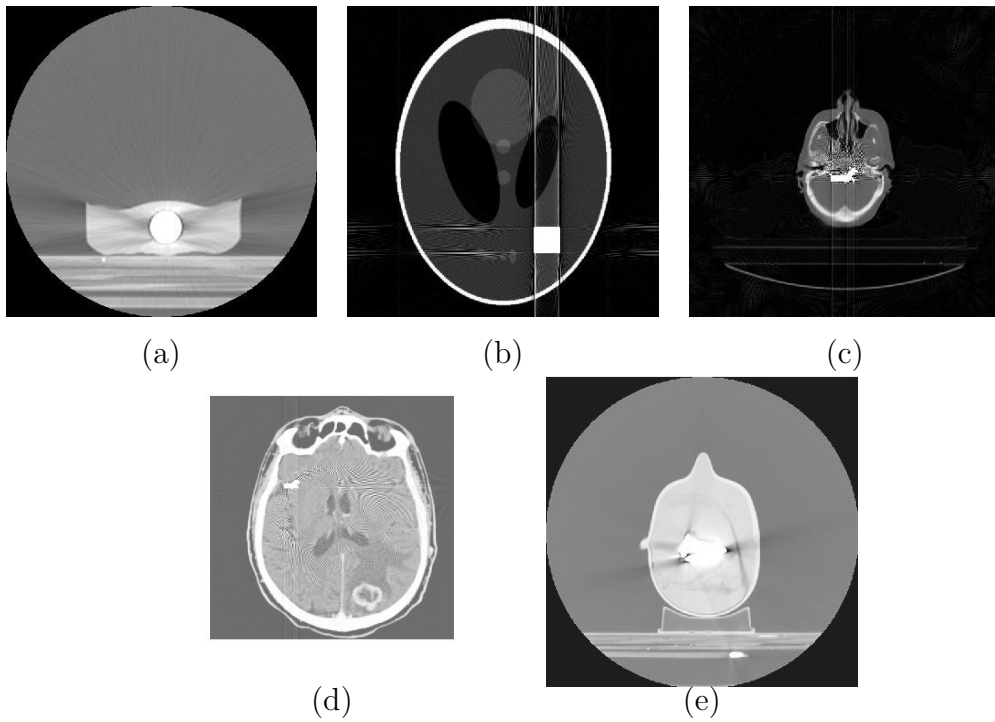


Figura 3.6. Imagens utilizadas e os respectivos testes realizados. (a) Imagem tomográfica do fantoma de parafina homogêneo, teste: visual; (b) Imagem reconstruída por retroprojeção do fantoma Shepp Logan, testes: visual, valor eficaz e relação sinal ruído; (c) Imagem de CT real de cabeça 1, testes: visual, valor eficaz e relação sinal ruído; (d) Imagem de CT real de cabeça 2, teste: visual; (e) Imagem de CT do fantoma de heterogêneo 2, testes: visual, valor eficaz e relação sinal ruído.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 FORMATO DO OBJETO METÁLICO

O formato do objeto metálico foi avaliado em relação ao impacto na geração de artefatos. Para a análise foi inserida artificialmente nas imagens de CT uma máscara de metal em sete formatos diferentes para que fosse possível a observação do comportamento de cada um na geração dos artefatos.

Empiricamente é observado que quanto mais ângulos o objeto metálico apresenta, mais artefatos são produzidos, porém não foram encontrados trabalhos que analisam a possível forma do objeto com relação ao artefato na imagem de tomografia computadorizada.

As imagens foram avaliadas quantitativamente, sendo extraídos o valor eficaz (RMS, do inglês *root mean square*) do erro e a relação sinal ruído. Foram comparadas a imagem referência, original, com as imagens sem correção, submetidas à subtração e à interpolação, conforme mostra a Tabela 4.1.

Com base na tabela é possível observar que o formato cruz na imagem sem correção obteve mais geração de artefatos quando analisados a relação sinal ruído e o valor eficaz do erro, 22,0 dB e $2,29 \times 10^{-1}$ respectivamente. Já as imagens que tiveram menos artefatos foram as de formato retangular, que gerou um menor erro como mostra o valor eficaz de $1,82 \times 10^{-1}$, porém a relação sinal ruído que mostra o melhor sinal é a de formato círculo que apresentou 28,0 dB.

Além de analisar as imagens sem correção, foram avaliadas as imagens após passarem pelo processo de subtração e de interpolação, para observar como o formato altera os métodos de minimização de artefatos metálicos. Ambas as técnicas produziram uma melhora nas imagens, porém nota-se que a técnica de subtração obteve resultados superiores a técnica de interpolação em todos os casos. A imagem com o objeto em formato de retângulo após passar por subtração apresentou o valor eficaz do erro de $7,32 \times 10^{-3}$, o menor quando comparadas as outras subtraídas. Já a imagem por subtração com o

objeto em forma de círculo resultou em 61.4 dB, o maior entre os outros.

Então é possível perceber que os objetos que geraram menos artefatos também foram os que apresentaram um erro mais baixo e uma relação sinal ruído melhor após a subtração do objeto. Ou seja, o formato influencia na quantidade de artefatos e quanto menos artefatos melhor a imagem ficará após passar por um processo de redução de artefatos.

Tabela 4.1. Análise quantitativa de Valor Eficaz do erro e Relação Sinal Ruído, calculados a partir das imagens de CT de cabeça modificadas.

	Valor eficaz	Relação Sinal Ruído (dB)
Imagem sem correção artefato triângulo	$2,19 \times 10^{-1}$	24,5
Imagem subtraída artefato triângulo	$7,34 \times 10^{-3}$	59,0
Imagem interpolada artefato triângulo	$1,95 \times 10^{-2}$	46,1
Imagem sem correção artefato retângulo	$1,82 \times 10^{-1}$	22,8
Imagem subtraída artefato retângulo	$7,32 \times 10^{-3}$	59,7
Imagem interpolada artefato retângulo	$2,02 \times 10^{-2}$	47,4
Imagem sem correção artefato quadrado	$1,95 \times 10^{-1}$	23,4
Imagem subtraída artefato quadrado	$7,32 \times 10^{-3}$	61,3
Imagem interpolada artefato quadrado	$2,23 \times 10^{-2}$	48,3
Imagem sem correção artefato em L	$2,02 \times 10^{-1}$	23,3
Imagem subtraída artefato em L	$7,33 \times 10^{-3}$	59,3
Imagem interpolada artefato em L	$2,28 \times 10^{-2}$	46,2
Imagem sem correção artefato hexagono	$2,27 \times 10^{-1}$	25,5
Imagem subtraída artefato hexagono	$7,39 \times 10^{-3}$	61,2
Imagem interpolada artefato hexagono	$2,05 \times 10^{-2}$	48,0
Imagem sem correção artefato em cruz	$2,29 \times 10^{-1}$	22,0
Imagem subtraída artefato em cruz	$7,39 \times 10^{-3}$	59,7
Imagem interpolada artefato em cruz	$2,21 \times 10^{-2}$	47,3
Imagem sem correção artefato círculo	$2,26 \times 10^{-1}$	28,0
Imagem subtraída artefato círculo	$7,40 \times 10^{-3}$	61,4
Imagem interpolada artefato círculo	$2,05 \times 10^{-2}$	48,4

4.2 FANTOMAS DE PARAFINA

Foram construídos dois fantasmas de parafina para os testes, e ambos passaram por processos semelhantes de subtração da região do metal e interpolação da área subtraída.

4.2.1 Fantoma 1 (análise visual)

As amostras construídas nos testes preliminares do fantoma heterogêneo 1, geraram imagens com artefatos do tipo *streak*, como esperado. Foram então aplicados os dois métodos descritos no Capítulo 3 para a redução de artefatos.

A Figura 4.1 ilustra os dois fantasmas de parafina construídos. A primeira imagem é o homogêneo, sem nenhuma peça metálica em seu interior. A segunda imagem tem geometria semelhante, mas inclui em seu interior um parafuso de aço.

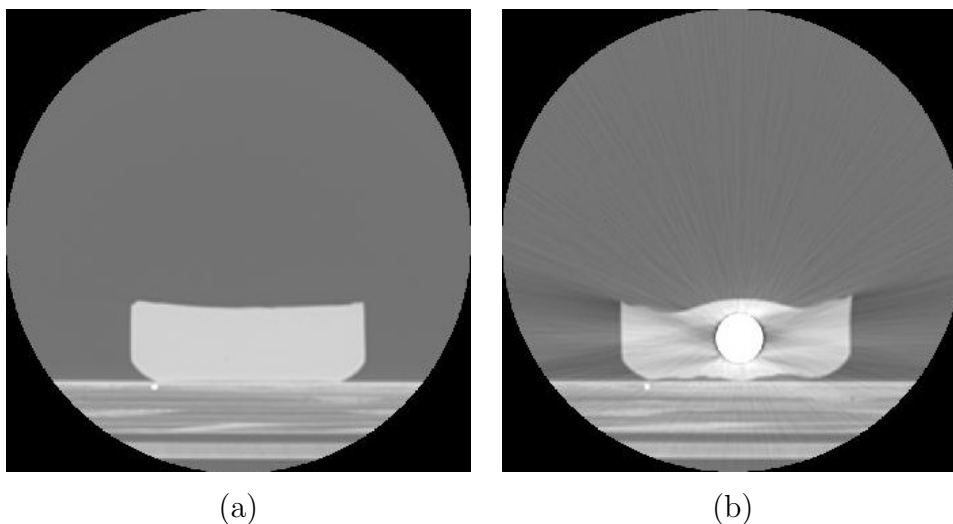


Figura 4.1. Fantasmas construídos: (a) imagem de CT do fantoma homogêneo 1 constituído apenas por parafina; (b) imagem de CT do fantoma heterogêneo 1 constituído de parafina e por uma parafuso de metal.

As etapas realizadas no fantoma heterogêneo foram submetidas à transformada de Radon da imagem de CT em 500 ângulos e é representado o resultado na forma de um sinograma. Em seguida foi feita detecção e subtração das regiões de metal no sinograma, por intermédio de uma máscara de metal. O sinograma da imagem subtraída foi novamente retroprojetado, apresentando uma discreta alteração visual em termos de redução dos artefatos.

Quando analisado o sinograma da imagem original em comparação ao sinograma da imagem subtraída do metal, observa-se que há modificações na escala de cinza e regiões onde anteriormente se encontrava o metal. Passa a ser considerada uma região nula onde

se encontrava os metais, conforme apresentado na Figura 4.2. Quando recalculadas as

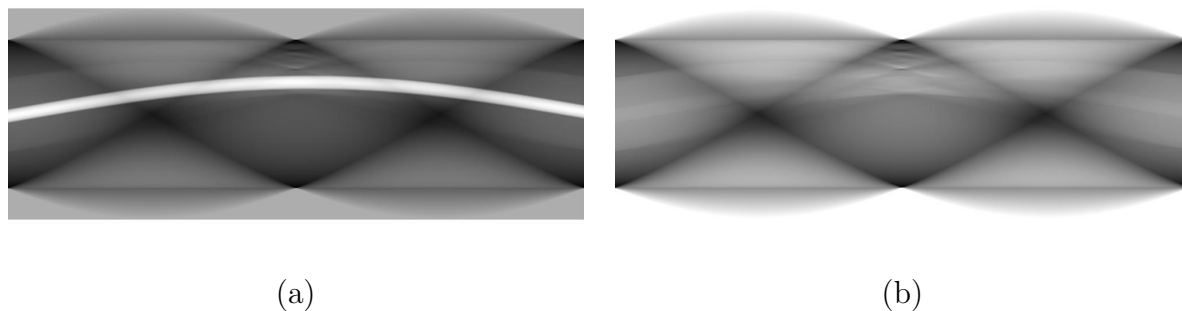


Figura 4.2. Sinogramas da imagem original, (a) com a presença do metal e artefatos e (b) imagem do sinograma da imagem com subtração da região detectada como metal.

projeções de raios X, o algoritmo subtrai os valores das regiões mais discrepantes, responsáveis pelas alterações das imagens. Foi observado uma melhora visual em relação aos artefatos mais aparentes, quando comparada à imagem original, conforme a Figura 4.3.

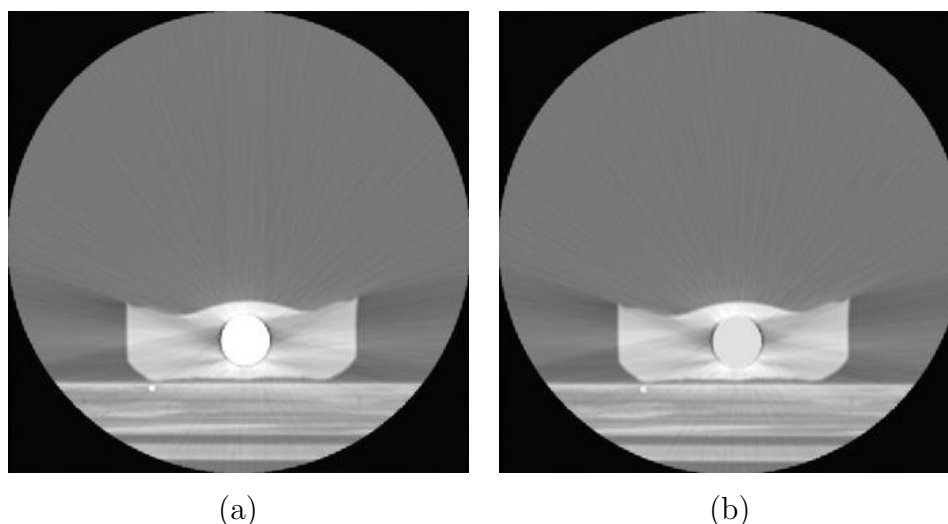


Figura 4.3. Imagens tomográficas do fantoma heterogêneo. (a) Original por RPF sem correção e (b) por subtração.

Foram comparadas as imagens resultantes da redução do metal com as obtidas por interpolação *spline*. E foi verificado uma melhora na utilizando a técnica de interpolação em relação a técnica de apenas subtrair e reprojeter. A técnica com interpolação apresentou uma suavização dos artefatos mais ampla em toda a imagem, o que forneceu regiões anteriormente perdidas devido aos artefatos. O método proporcionou ainda um preenchimento de áreas mais críticas, em áreas da imagem que não se obtinham informações de possíveis estruturas internas, como mostram as imagens da Figura 4.4.

Observando o sinograma da imagem interpolada é possível verificar onde exatamente ocorreu o processo. O sinograma dos dados interpolados mostra mais definidamente as

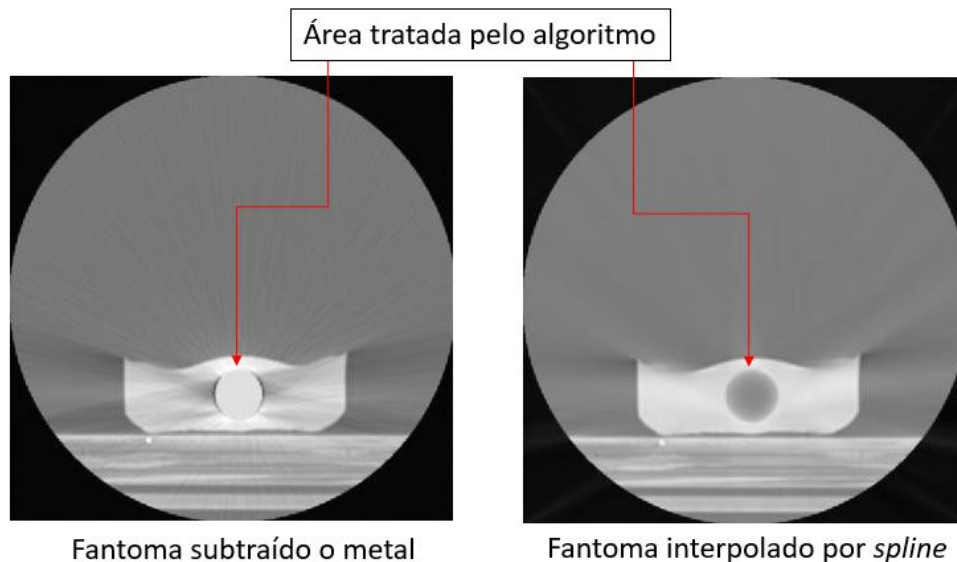


Figura 4.4. Imagens de CT do fantoma heterogêneo 1. Imagem pela técnica de subtração das regiões do metal comparada à reconstruída pela interpolação.

regiões afetadas do que no da imagem subtraída, que se apresenta uma discreta alteração nessas mesmas regiões da imagem, como podemos verificar na Figura 4.5.

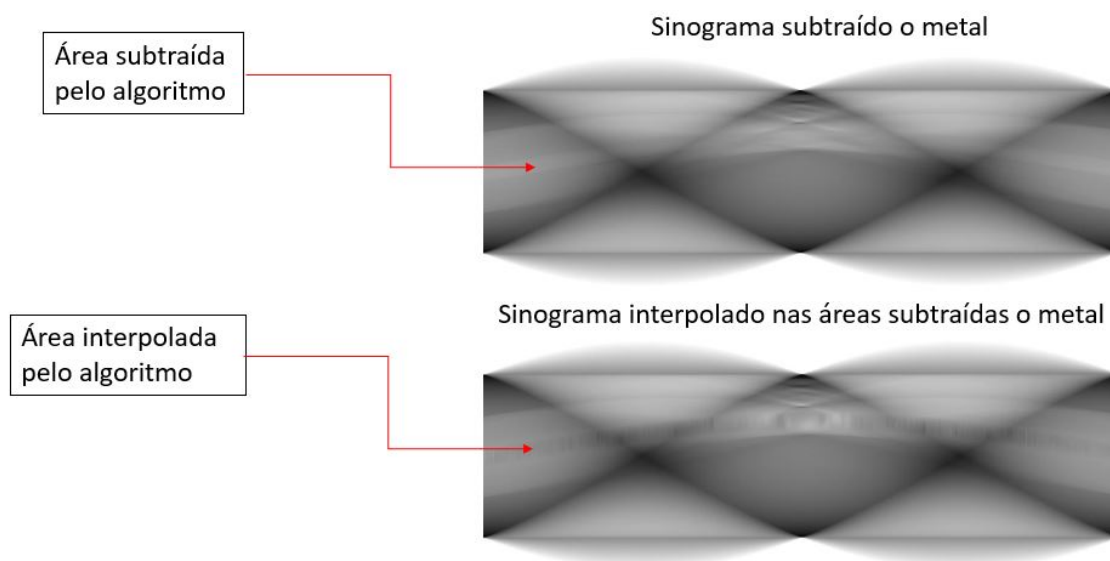


Figura 4.5. Sinograma do fantoma heterogêneo 1: versão obtida por subtração da região atribuída como metal e versão obtida por interpolação *spline* na região atribuída ao metal.

Os resultados obtidos com as reconstruções do fantoma heterogêneo de parafina mostram que visualmente houve uma suavização das linhas saturadas e das regiões onde houve perda de informações. Foram ainda recuperadas as bordas próximas ao metal, que antes não eram visíveis. Para esses testes, os algoritmos foram aplicados uma única vez nas imagens.

Na análise da imagem original em comparação à técnica de interpolação *splines* observa-se que, visualmente houve uma redução global dos artefatos, além da recuperação de informações perdidas, como se observa na Figura 4.6.

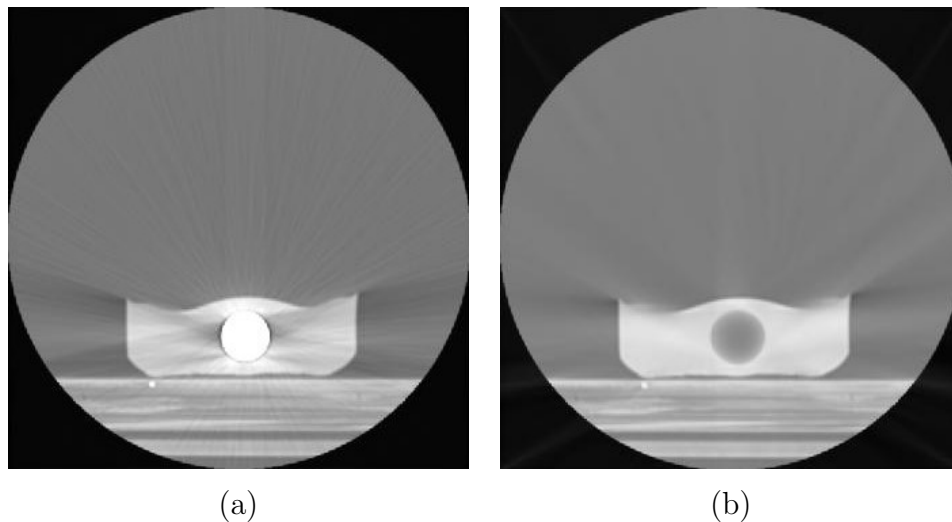


Figura 4.6. Imagens de CT do fantoma heterogêneo 1 . Imagem pela técnica de RPF sem correção e por interpolação apenas *spline*, respectivamente.

Porém ao subtrair o metal observa-se que visualmente há uma melhora global na imagem, mas ainda há algumas regiões que ficam prejudicadas. Para tentar amenizar o impactos dos artefatos nas imagem, foram acrescentados e testados mais processos no algoritmo.

4.2.2 Fantoma 2 (análise visual)

Foi construído também um outro fantoma, o heterogêneo 2, apresentado na Figura 3.1 da metodologia. Ele é mais semelhante à anatomia humana, composto por parafina e internamente apresenta três barras de titânio, dispostas propositalmente em forma de triângulo, para gerar mais artefatos, com base nas avaliações de formato realizadas. Já a escolha desse material é fundamentada pelo amplo uso do titânio na fabricação de próteses implantáveis.

Além disso, para os novos fantasmas foram realizados apenas testes de comparação visual, por não possuírem métrica comparativa com valores de referência, para as análise quantitativas. Isso porque a parafina utilizada teve um comportamento inesperado, gerando bolhas de ar, o que tornou os fantasmas não tão idênticos como se imaginava. No tratamento da imagem identificou-se também que não era possível reproduzir os padrões dos artefatos das imagens do fantasmas. A hipótese para essa dificuldade em gerar os padrões, é em razão de possíveis diferenças nos algoritmos utilizados no tomografo, para

o que foi utilizado. Por essa razão, foram adotados algoritmos e testes diferentes na identificação e redução dos artefatos do fantoma heterogêneo 2.

As imagens tomográficas do fantoma heterogêneo 2 corresponderam as expectativas de produção de artefatos *streak*, para essas imagens não foi possível a detecção dos padrões dos artefatos. Ao tentar reproduzir o padrão dos artefatos, nota-se que eles reportam padrões diferentes dos esperados. A hipótese levantada para essa dificuldade, é que o algoritmo utilizado pelo tomógrafo apresenta algumas discordâncias, quando comparado com o algoritmo desenvolvido, que se baseia na transformada de Radon e retroprojeção filtrada, convencional. Supõe-se, que internamente os algoritmos comerciais dos tomógrafos utilizam filtros ou outros métodos entre os processos de projeção, retroprojeção filtrada e reconstrução da imagem. E que, por motivos comerciais, não disponibilizam essas informações, o que torna inviável o processo de reprodução dos padrões dessas imagens.

Imagem sem correção vs com subtração

O processo de subtração da região do metal no fantoma heterogêneo 2, produz uma melhora visual como mostra a Figura 4.7. A região é extraída por uma limiarização com base nas informações do sinograma dessa imagem que identifica as regiões de metal. Porém o que se observa é que mesmo provando uma melhora visual na imagem ainda há a presença de artefatos. E para reduzir ainda mais os artefatos é realizada a interpolação da imagem.

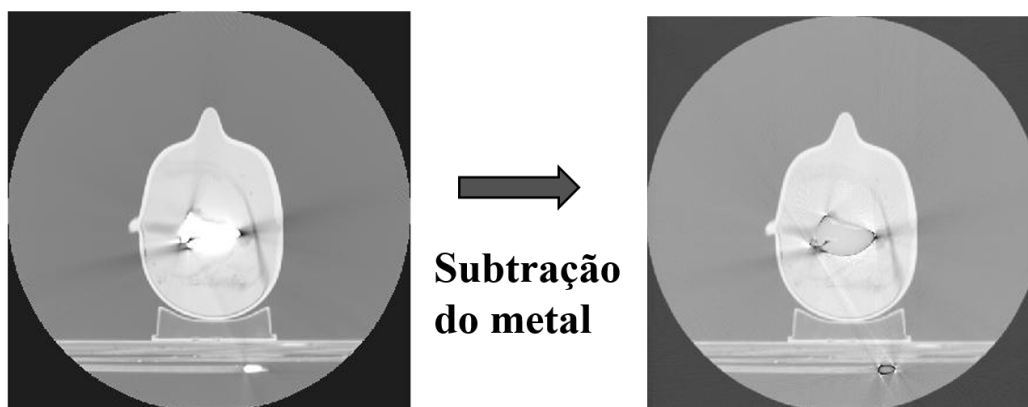


Figura 4.7. A Figura à esquerda é a imagem de CT original do fantoma heterogêneo 2 e a imagem à direita é a mesma imagem após passar pela subtração do metal.

Imagem sem correção vs com interpolações (10 tipos)

Para esses fantasmas a avaliação foi apenas visual, comparando a imagem com artefato a técnica de subtração do metal e à interpolação. Diante disso, é observado que há uma redução mais significativa de artefatos e melhor recuperação de áreas, após o processo de

interpolação, como mostra a Figura 4.8.

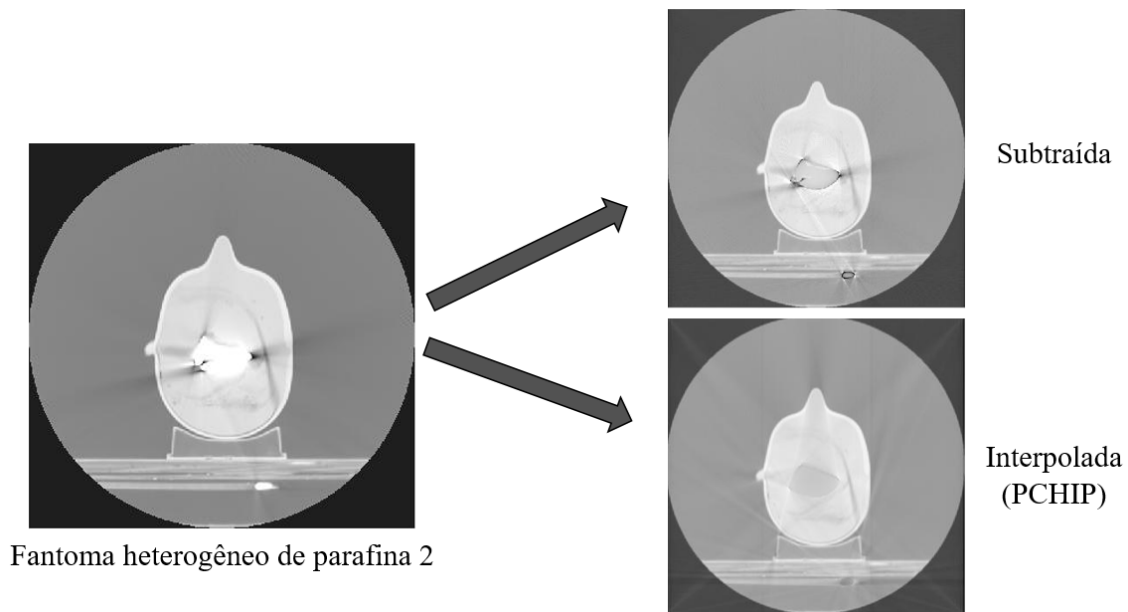


Figura 4.8. Imagens de CT do fantoma heterogêneo 2: original comparada a subtraída e à interpolada (exemplo interpolação PCHIP).

Antes de ser realizada a interpolação nas imagens do sinograma do fantoma heterogêneo 2, foram retiradas as regiões correspondentes ao metal. E com o sinograma subtraído, foi então aplicado os diferentes tipos de interpolações. Para esse fantoma a avaliação levou em consideração a imagem original, sem correção comparada a imagem após a interpolação. A Figura 3.3 da metodologia mostra os processos que ocorrem antes da interpolação.

No processo de interpolação, foi estabelecido como critério a avaliação da melhora global da imagem. O objetivo é se aproximar da imagem do que se supõe como imagem ideal, como se não houvesse o metal e nem os artefatos. Então, foram observados visualmente, a redução do artefato metálico, principalmente nas regiões mais afetadas, o não aparecimento de novos tipos de artefatos e o preenchimento da área subtraída, de maneira que se aproxime dos valores vizinhos, ficando mais suave e uniforme de acordo com o restante da imagem.

As interpolações testadas e avaliadas foram: natural *Natural neighbor interpolation*; cúbica; *Nearest neighbor interpolation*; *Spline*; a Polinomial de 2, 10 e 20 graus; PCHIP *Piecewise Cubic Hermite Interpolating Polynomial*; Regressão por Vetor de Suporte (SVR) e Lanczos, como exemplifica a Figura 4.9

Para a avaliação, foram considerados: a redução do artefato metálico, o não aparecimento de novos tipos de artefatos e o preenchimento da área subtraída. E se observa na Figura 4.24, entre os métodos testados, a interpolação cúbica de Hermite por partes,

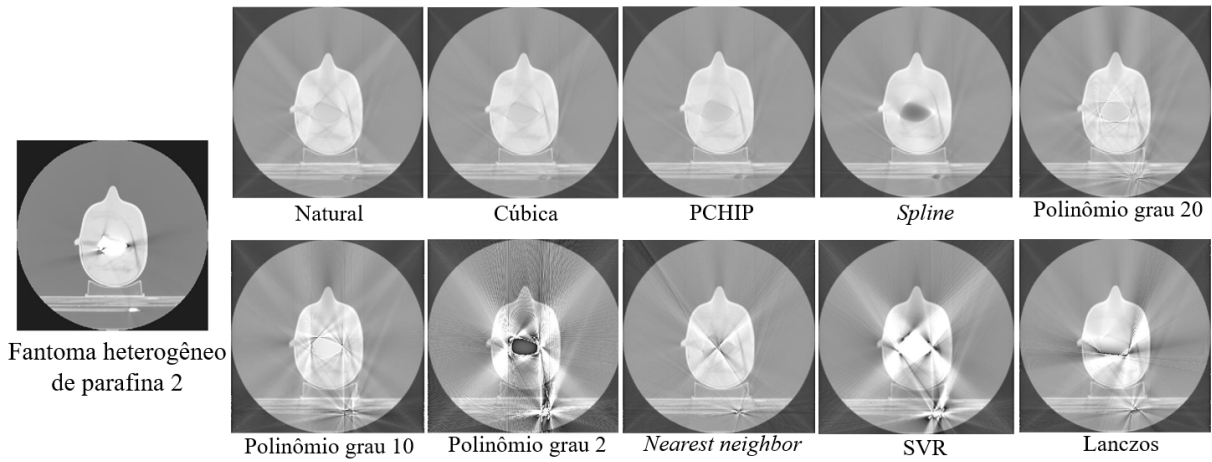


Figura 4.9. As imagens tomográficas dos 10 tipos de interpolações testadas no fantoma heterogêneo 2.

demonstrou melhores resultados, tanto na imagem real de CT quanto na imagem do fantoma heterogêneo 2, não apresentando muitas variações em relação ao tamanho da região a ser interpolada.

Interpolação Natural

A interpolação natural vizinha se baseia em triangulação suportando interpolação 2D e 3D. Os testes com esse método resultaram em uma imagem globalmente mais uniforme, reduzindo os efeitos causados pelo metal. Porém, apresenta novos artefatos, caracterizados de raias claras e linhas escuras nas diagonais da região interpolada, semelhante ao que aparece na interpolação cúbica, porém mais evidente conforme mostra a Figura 4.10.

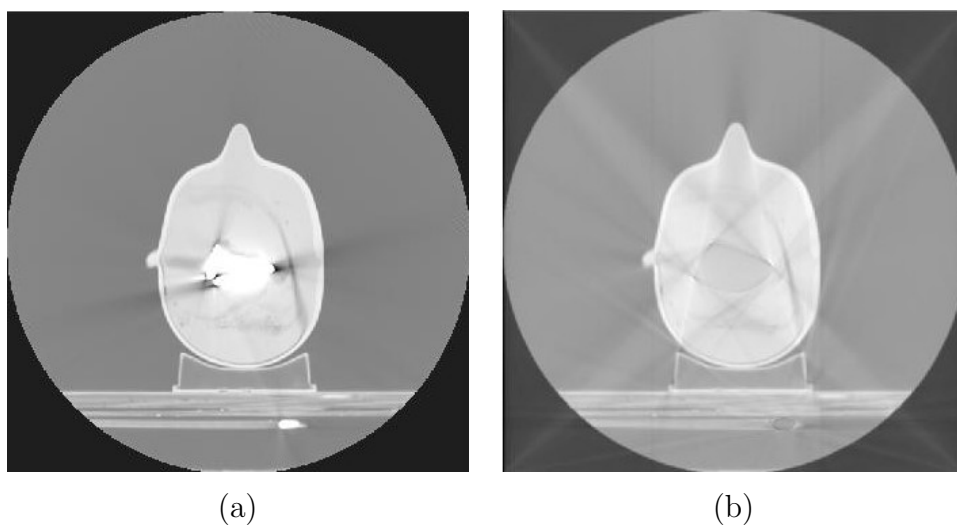


Figura 4.10. Imagens de CT do fantoma heterogêneo 2: (a) original; (b) reconstruída pelo sinograma por interpolação natural.

Interpolação Cúbica

A interpolação cúbica é baseada em triangulação e é utilizada em 2D. Na Figura 4.11, a imagem interpolada apresenta regiões internas quase uniformes, ficando menos evidente a região interpolada em comparação ao restante da imagem, além da redução de raias escuras. Porém, dentro e fora do fantoma nota-se o aparecimento de novos artefatos, e fica notório os esses artefatos em forma de X na imagem (b), que não são derivados dos artefatos metálicos.

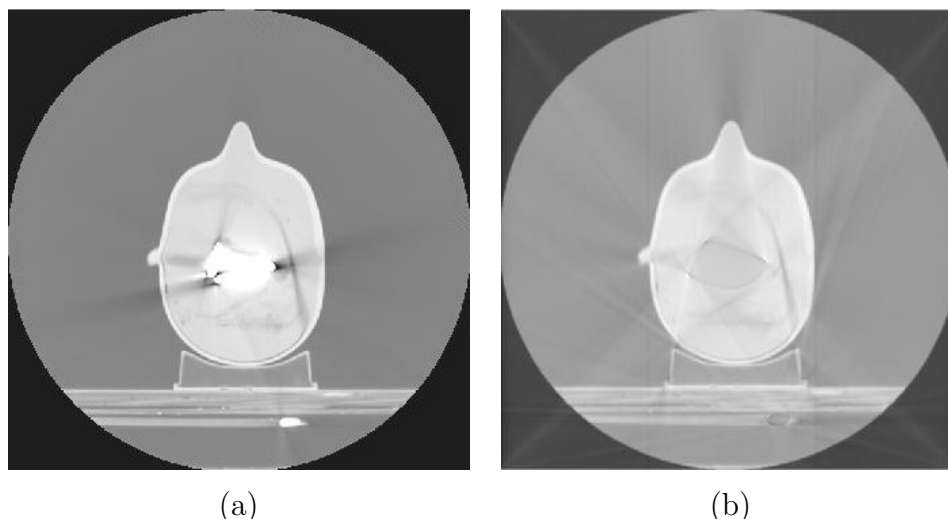


Figura 4.11. Imagens de CT do fantoma heterogêneo 2: (a) original; (b) reconstruída pelo sinograma por interpolação cúbica.

Interpolações por Polinômios grau 2, 10 e 20

As imagens resultantes do processo de reconstrução do sinograma por interpolação polinomial foram empregadas em diferentes graus, como ilustra a Figura 4.12.

A imagem interpolada por polinômio de grau 2 apresenta visualmente mais artefatos, principalmente de raias brancas, e até mais artefatos que a imagem original. Essa imagem ainda apresenta uma descontinuidade entre a região central onde era o metal e o restante do fantoma. Já, a interpolação polinomial grau 10, embora também apresente novos artefatos, possui uma região central mais uniforme com o restante da imagem, e apresenta uma suave redução de regiões escuras presentes na imagem original.

E o método de interpolação polinomial grau 20, visualmente parece mais corrigido que os demais polinômios, ele apresenta uma uniformidade na região central, sem bordas marcadas, porém ainda apresenta o mesmo padrão de artefatos gerados, talvez mais suave. O que se consegue observar é que o grau elevado do polinômio provoca mais correções, mas em números muito elevados sofrem uma estagnação, não evoluindo nas reduções de artefatos.

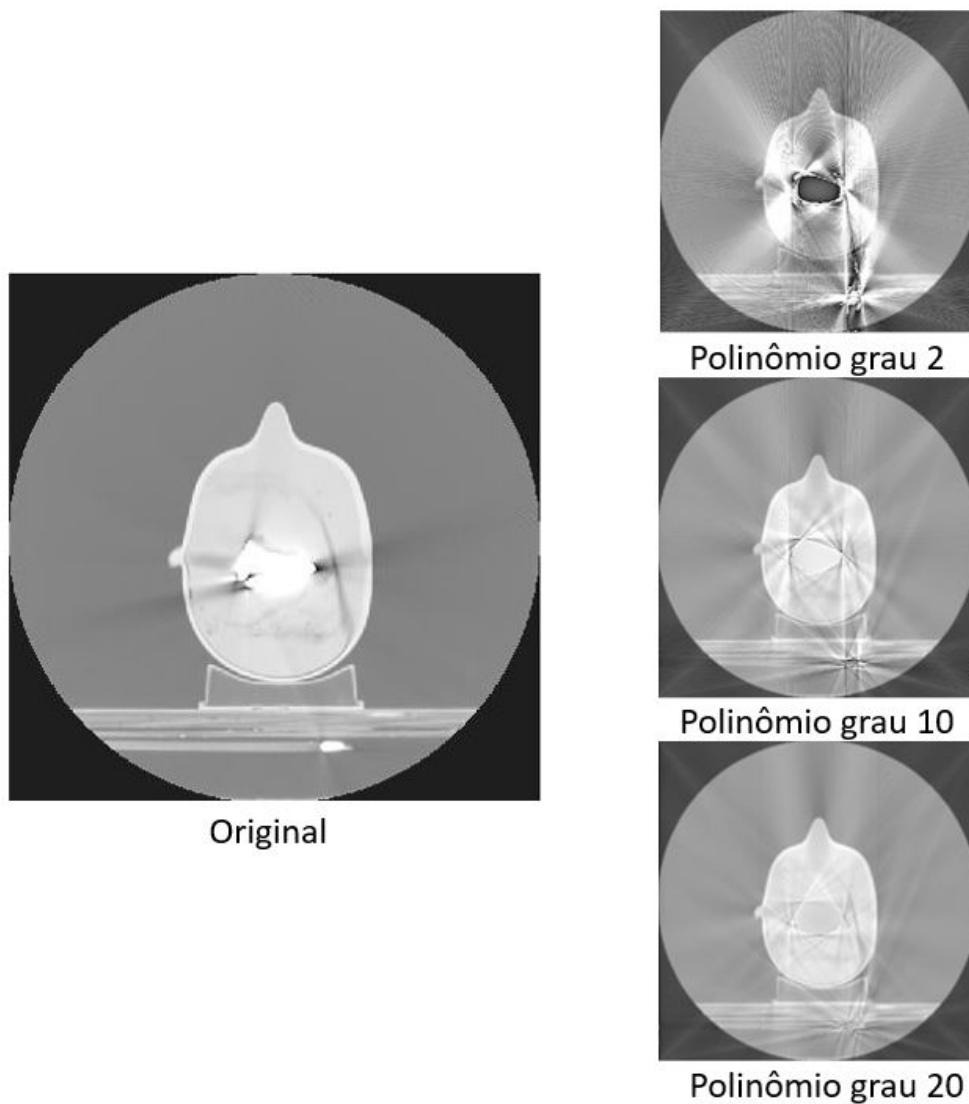


Figura 4.12. Imagens de CT do fantoma heterogêneo. Imagem original e reconstruídas por interpolação de diferentes graus de polinômios

Interpolação *Nearest Neighbor*

O método de interpolação por *nearest neighbor* adota o valor do *pixel* vizinho mais próximo para o cálculo de suas amostras, ela pode ser utilizada em 2D, como nos testes aplicados para essa pesquisa.

Na avaliação visual do fantoma heterogêneo 2, conforme mostra a Figura 4.13 fica evidente que a técnica não produziu a redução de artefatos esperada.

A imagem interpolada por *Nearest Neighbor* apresenta novos artefatos, em formato de "X", centralizado que se espalha para toda a imagem. Porém, apesar desse novo artefato, é possível notar o ganho de uniformidade na área interpolada com as demais áreas do fantoma, e ainda reduziu os artefatos escuros presentes na imagem original.

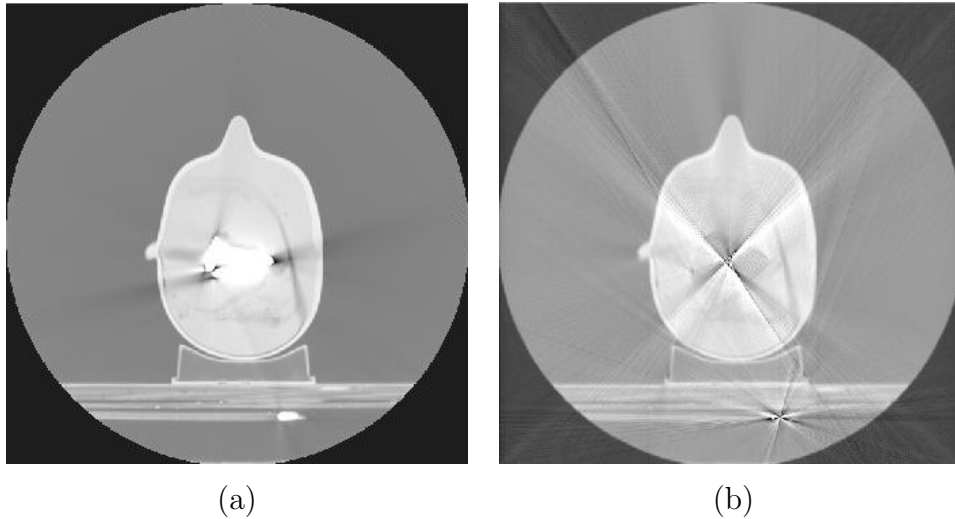


Figura 4.13. Imagens de CT do fantoma heterogêneo 2: (a) original; (b) reconstruída pelo sinograma por interpolação nearest neighbor.

Interpolação *Spline*

A imagem resultante por *spline* passou por um processo de interpolação em uma dimensão, foram tratadas as regiões localizadas nas colunas do sinograma da imagem subtraída. Cada coluna constituinte do sinograma representa uma aquisição de determinada trajetória do corpo do paciente, logo as interpolações unidimensionais são aplicadas às colunas. A *spline* foi também testada em 2D, porém não se obteve resultados superiores quando comparado às imagens em 1D do mesmo fantoma. Para esse caso, acredita-se que não foi superior a 1D devido ao sinograma apresentar uma faixa a ser interpolada quase na horizontal, o que gera pouco ou nenhum valor nas áreas vizinhas nessas linhas.

Ao se observar as imagens da Figura 4.14, é possível notar que houve uma redução dos artefatos escuros que ficavam próximos ao local onde se encontrava o metal. Foi observado novos artefatos fora da região do fantoma, que não são visualizados na imagem original, e ainda apresenta uma diferença entre a área interpolada e o restante do fantoma.

Interpolação *Piecewise Cubic Hermite Interpolating Polynomial* (PCHIP)

A PCHIP (*Piecewise Cubic Hermite Interpolating Polynomial*) é uma interpolação polinomial cúbica realizada por partes e disponível em uma dimensão. Os resultados apresentados por essa interpolação são: alguns poucos artefatos diferentes espalhados por toda a imagem, mais notórios ao lado direito e esquerdo da cabeça. Porém, visualiza-se uma redução dos artefatos escuros e brancos bem próximos onde se localizava o metal, e uma maior uniformidade na área interpolada em comparação à imagem original, como mostra a Figura 4.15.

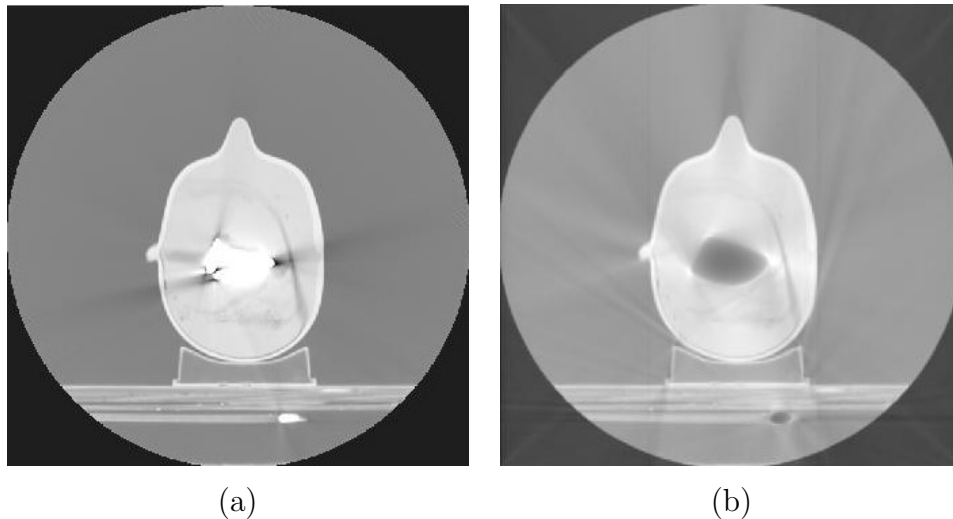


Figura 4.14. Imagens de CT do fantoma heterogêneo 2: (a) original; (b) reconstruída pelo sinograma interpolado por *spline*.

A interpolação PCHIP mostra uma grande recuperação de regiões prejudicadas, o que a faz uma das interpolações que mais reduziram os artefatos dentre os 10 tipos testados.

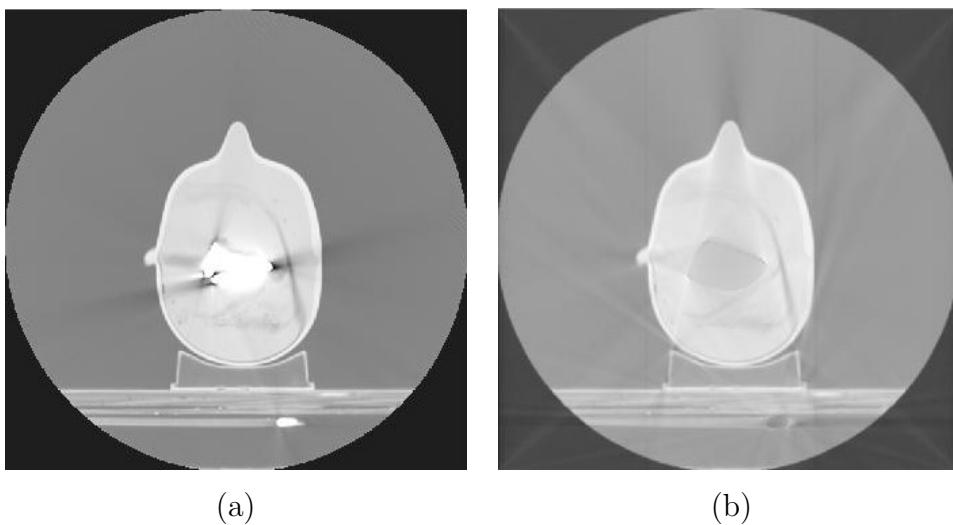


Figura 4.15. Imagens de CT do fantoma heterogêneo 2: (a) original; (b) reconstruída pelo sinograma por interpolação PCHIP.

Interpolação de Regressão por Vetor de Suporte (SVR)

A escolha da interpolação SVR foi baseada nas boas resposta com processamentos de sinais em imagens. Porém, como se pode observar na Figura 4.16, quando aplicada ao fantoma heterogêneo 2 subtraído, ela gerou mais artefatos que a imagem original. Os artefatos são observados em toda a imagem e com concentração maior na região onde foi aplicada a máscara de subtração. Acredita-se, que uma das razões possíveis para a interpolação não ter sido bem sucedida é em virtude da pequena variação de valores, que foi utilizada para interpolar a região, o gerou uma faixa de valor único não gradativo.

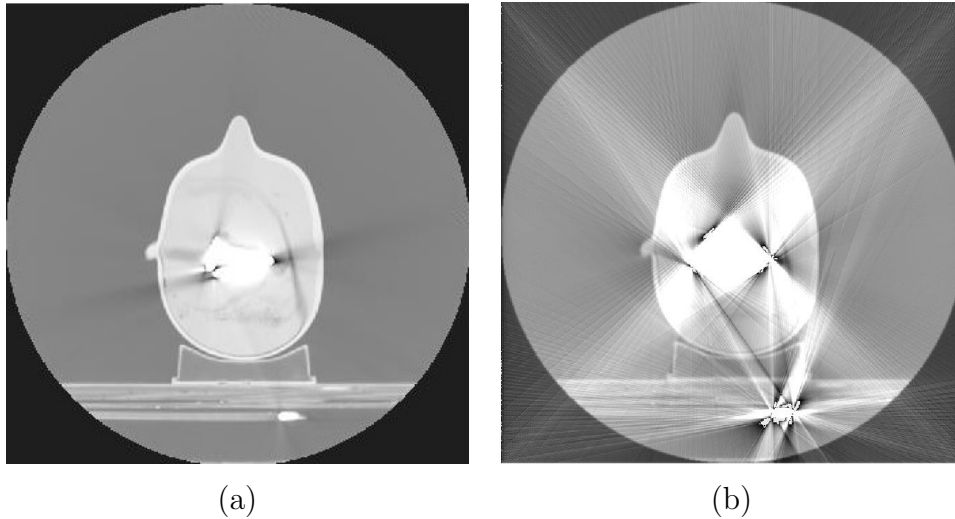


Figura 4.16. Imagens de CT do fantoma heterogêneo 2: (a) original; (b) reconstruída pelo sinograma por interpolação SVR.

Interpolação Lanczos

No método de interpolação Lanczos é possível atribuir valores intermediários entre pontos espaçados de uma imagem uniforme. Em razão disso, quando há uma grande área subtraída da imagem, como no caso do fantoma heterogêneo 2, os pontos de referência distribuídos uniformemente pela imagem acabam sendo insuficientes depois de passar pela etapa subtração, pois a área do metal é mais extensa, gerando uma grande região vazia. E que por vezes, se essa faixa tiver um tamanho significativamente grande, pode resultar em um preenchimento inadequado por pouca quantidade de amostras. E isso ocorre no fantoma heterogêneo 2 quando reconstruído pelo sinograma do interpolado por lanczos, como pode-se observar na Figura 4.17.

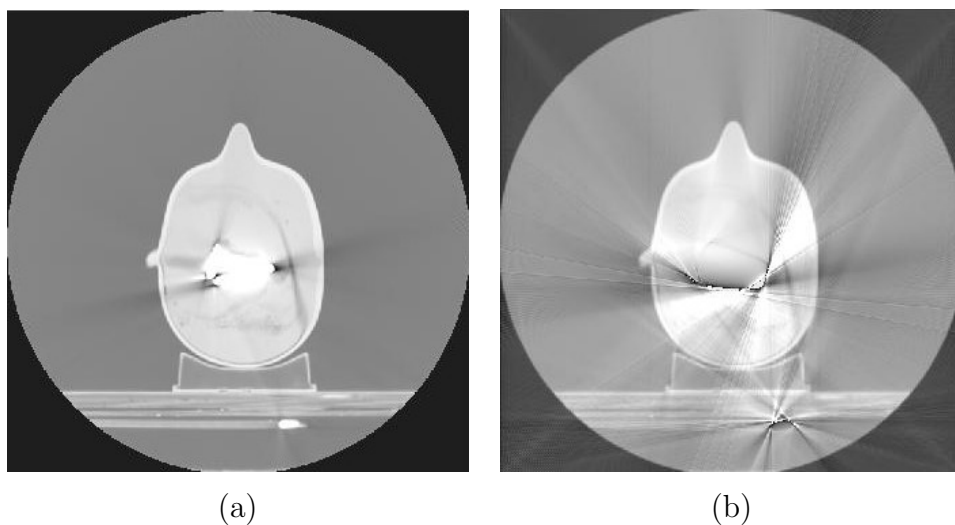


Figura 4.17. Imagens de CT do fantoma heterogêneo 2: (a) original; (b) reconstruída pelo sinograma por interpolação Lanczos.

Na análise observacional da imagem interpolada por lanczos é notável o aparecimento de novos artefatos, mais pronunciados no lado direito e inferior de onde estava o metal. Porém na região superior a interpolação produziu boa redução de artefatos quando comparada a imagem original, como se observa nas parte superior onde antes era o metal.

4.3 FANTOMA SHEPP LOGAN

Ao analisar as imagens dos outros fantasmas em que foram inseridos os metais sinteticamente, podemos notar que visualmente obtivemos respostas diferentes comparadas com as do fantoma de parafina. No fantoma Shepp Logan foi inserido artificialmente uma área que simula o metal, e as imagens foram submetidas aos cálculos das projeções, o que representa o processo realizado no tomógrafo. Ao retroprojetar as imagens é possível observar que elas apresentam artefatos similares ao real devido à alta densidade do metal introduzido. Nessas imagens foram aplicados os dois algoritmos descritos no Capítulo 3. A partir da avaliação visual comparativa nota-se que a técnica de apenas subtrair o metal e recalcular as projeções levou a uma maior redução de artefatos, conforme a Figuras 4.18, comparada à técnica de interpolação como mostra a Figura 4.19. A partir de aplicação desses dois algoritmos foram reconstruídas imagens e realizado o cálculo do valor eficaz e de relação sinal ruído de ambas. Foi avaliado quantitativamente qual técnica demonstrou melhora em relação a imagens do fantoma ideal.

Imagem sem correção vs por subtração (análise visual)

O que se observa é que visualmente na imagem obtida por subtração obteve redução de artefatos e recuperação de regiões danificadas, sem provocar novos tipos de artefatos em outras regiões, como apresenta na Figura 4.18

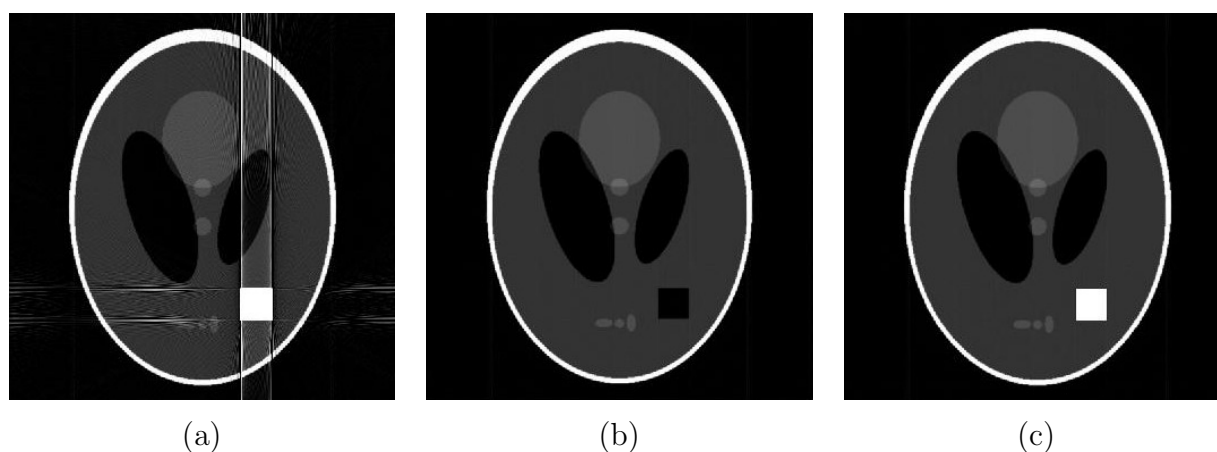


Figura 4.18. Fantoma de Shepp-Logan: (a) com região de alta densidade simbolizando dispositivo metálico e com os artefatos gerados na retroprojeção filtrada; (b) reconstruído após subtração da região metálica no sinograma; (c) reconstruído após subtração da região metálica no sinograma e recolocado a região metálica pós-retroprojeção.

Imagem sem correção vs por interpolação *spline* (análise visual)

Já nas imagens que passaram por subtração e foram interpoladas por spline houve melhorias. Mas também apresenta ainda de novos artefatos, conforme as imagens da

Figura 4.19.

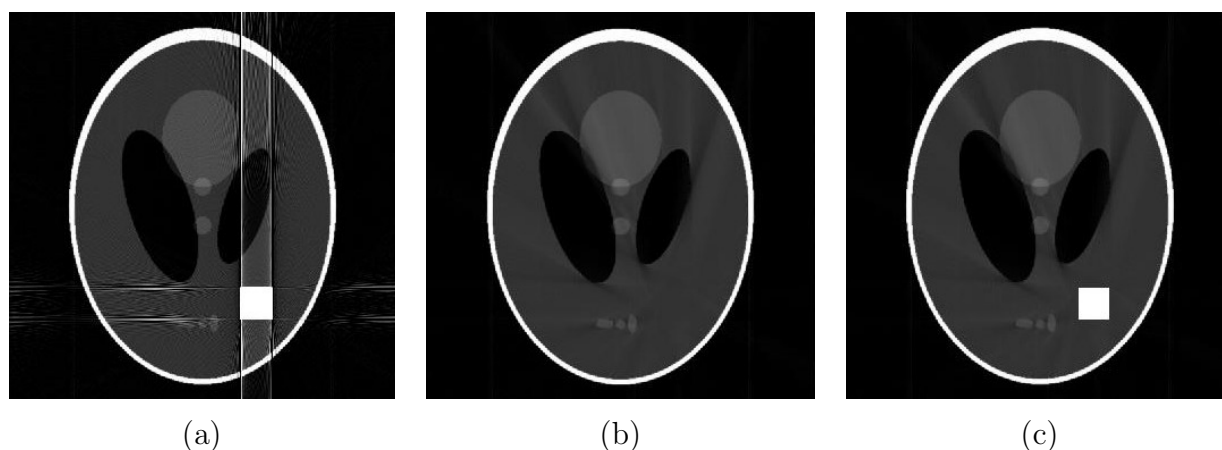


Figura 4.19. Fantoma de Shepp-Logan: (a) com região de alta densidade simbolizando dispositivo metálico e com os artefatos gerados na retroprojeção filtrada; (b) reconstruído após interpolação da região metálica no sinograma; (c) reconstruído após interpolação da região metálica no sinograma e adicionado da região metálica pós-retroprojeção

Logo, é possível observar que no caso do fantoma Shepp-Logan a melhora foi maior na técnica de apenas subtrair do que na de interpolar e subtrair.

Análise quantitativa

Para a avaliação quantitativa do fantoma Shepp-Logan foram levadas a comparação à imagem com artefatos metálicos com as imagens por processo de subtração e as por interpolação *spline*.

Para os testes foram utilizadas as métricas de valor eficaz e relação sinal ruído. E como podemos observar as duas técnicas utilizada produziram melhorias na imagem, porém, imagem que passou apenas pela subtração da região do metal teve um menor erro de $2,97 \times 10^{-2}$ e um SNR mais alto de 51,8 dB, conforme a Tabela 4.2.

Tabela 4.2. Análise quantitativa de Valor Eficaz e Relação Sinal Ruído, calculados a partir do fantoma sintético Shepp-Logan.

	Valor Eficaz	Relação Sinal Ruído (dB)
Shepp Logan sem correção	$2,21 \times 10^{-1}$	22,9
Shepp Logan subtraída	$2,97 \times 10^{-2}$	51,8
Shepp Logan interpolada	$3,17 \times 10^{-2}$	51,3

4.4 IMAGENS DE CT DE CABEÇA

Imagem de CT de cabeça 1

As imagens de CT de cabeça foram submetidas ao mesmo processo de inserção artificial de metal e se obteve como resposta visual semelhante a do fantoma e *shepp logan*.

Imagem sem correção vs por subtração (análise visual)

Os resultados visuais notados nas imagens de CT de cabeça 1 são semelhantes aos encontrados no fantoma Shepp-Logan. Onde pode-se observar que na imagem apenas subtraída foram reduzidos os artefatos e reveladas regiões danificadas, sem tanto prejuízo a outras regiões, conforme as imagens da Figura 4.20.

Imagem sem correção vs por interpolação *spline* (análise visual)

Já nas imagens subtraídas e interpoladas é notável que houve melhorias. Porém há a presença ainda de artefatos, conforme as imagens da Figura 4.20.

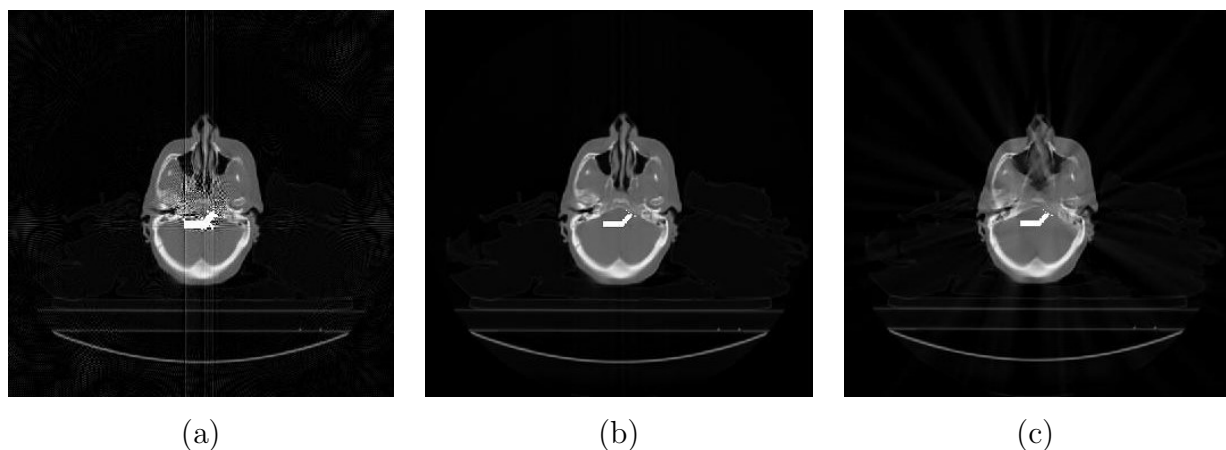


Figura 4.20. Imagens de CT de cabeça: (a) com região de alta densidade simbolizando dispositivo metálico e com os artefatos gerados na retroprojeção filtrada; (b) imagem reconstruída após subtração da região metálica no sinograma e adicionado da região metálica pós-retroprojeção; (c) imagem reconstruída após interpolação da região metálica no sinograma e adicionado da região metálica pós-retroprojeção.

Análise quantitativa

As análises quantitativas foram aplicadas nas imagens de CT de cabeça. Foram observados os comportamentos de Valor eficaz e da relação sinal ruído, e são apresentados na Tabela 4.3. Pode-se observar que, nas duas técnicas foram obtidos resultados de redução de artefatos do tipo *streak* comparadas as imagens que não sofreram correção.

Ao contrário dos resultados observados do fantoma heterogêneo de parafina, nos fan-

tomas sintéticos houve uma melhor relação sinal ruído nas imagens subtraídas do que nas imagens interpoladas, levando em consideração a imagem com artefato metálico, conforme podemos observar visualmente e na Tabela 4.3.

Tabela 4.3. Análise quantitativa de Valor Eficaz e Relação Sinal Ruído, calculados a partir das imagens de CT de cabeça.

	Valor Eficaz	Relação Sinal Ruído (dB)
CT de cabeça 1 sem correção	$2,95 \times 10^{-2}$	18,0
CT de cabeça 1 subtraída	$7,77 \times 10^{-3}$	53,2
CT de cabeça 1 interpolada	$2,12 \times 10^{-2}$	39,3

Imagem de CT de cabeça 2

Para os testes com essas imagens, novas etapas foram acrescentadas ao algoritmo, foi inserida um nova subtração, a dos artefatos metálicos e testados os vários tipos de interpolações já mencionadas na Seção 4.2. Então, logo após extrair o metal da imagem, esse metal retirado é utilizado para a gerar o padrão dos artefatos. Esse padrão é subtraído da imagem com objetivo de reduzir ainda mais os artefatos na imagem. E no caso das imagens de CT reais em que foram inseridas artificialmente o metal e reconstruídas, funcionam bem, visualmente produzem uma melhora na qualidade da imagem, principalmente das raias brilhantes.

Para a escolha da interpolação, foram analisadas imagens do fantoma heterogêneo 2 e das imagens de CT reais. As imagens são comparadas a diferentes tipos de interpolações. Os resultados das amostras de um mesmo tipo de interpolação podem apresentar variações. Acredita-se que essas variações sejam em virtude do tamanho do objeto metálico, o que para algumas técnicas pode funcionar bem, mas para outras essa variação da faixa subtraída do sinograma pode gerar um número de amostras vizinhas insuficiente para compor a interpolação. Sendo assim, algumas técnicas empregadas aos dois tipos de imagem podem apresentar divergências.

Então, as imagens de CT reais passaram por algumas etapas antes de serem submetidas a interpolação. Inicialmente é inserido artificialmente uma região que simula a densidade do metal na imagem de CT ideal, em seguida são realizados os cálculos da projeções, e a imagem é reconstruída simula uma imagem de CT com artefatos do tipo *strike*, como mostra a Figura 4.21. O objetivo em se manipular uma imagem para gerar artefato é em razão da necessidade de se obter métricas de referências da correção realizada pelo algoritmo. O que não é possível com os fantasmas fabricados.

A subtração dos padrões dos artefatos ocorre depois da subtração do metal e o metal segmentado é inserido em um background (plano de fundo) branco e depois é retro-projetado com os mesmo parametros, originando a possível localização dos artefatos da

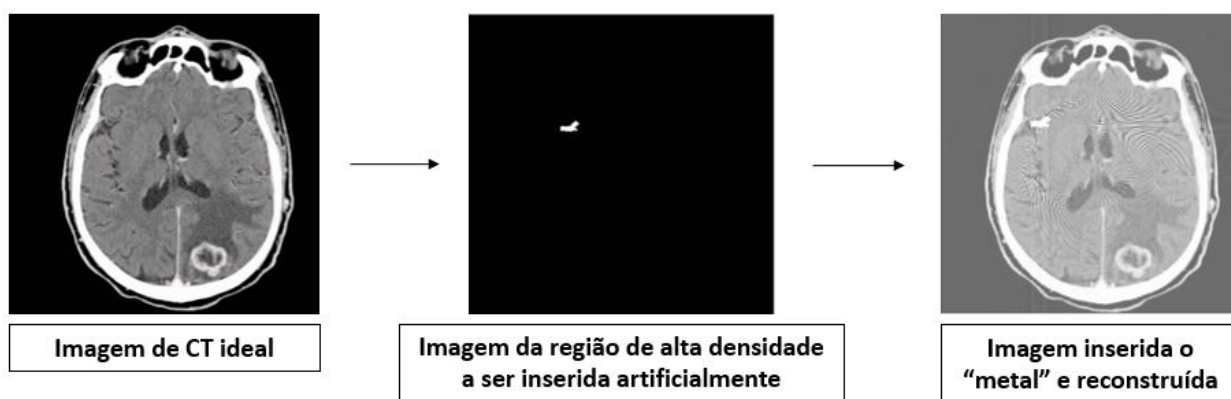


Figura 4.21. Ilustra o processo de inserção artificial na imagem ideal, de um região de alta densidade, como o metal, para gerar artefatos.

imagem. É contruído um sinograma com o background dos padrões dos artefatos, que posteriormente é subtraído do sinograma após interpolação do metal e é reconstruído. O processo de segmentação até a reconstrução da imagem subtraída dos padrões dos artefatos é mostrado na Figura 3.4 da metodologia.

Após essas etapas iniciais, as imagens passam pelo mesmo processo de retirada das regiões correspondentes ao metal. E com o sinograma resultante, subtraído, foi então aplicado os diferentes tipos de interpolação. Para esse fantoma a avaliação levou em consideração a imagem ideal, sem artefato, comparada a imagem após a interpolação. Nesse caso, a avaliação usa como referência a imagem ideal.

Imagem sem correção vs por subtração do metal vs por subtração dos padrões dos artefatos (análise visual)

No processo novo de subtração obtido por meio da detecção dos padrões dos artefatos, visivelmente uma imagem com menos artefatos do que à imagem apenas subtraída do metal. A Figura 4.22, mostra por comparação visual a melhora adquirida apenas subtraindo o metal e em seguida subtraindo os artefatos pelos padrões. Para a avaliação visual foi utilizada como comparativa a imagem ideal apresentada na Figura 4.23, então com base nessa imagem foram realizadas as avaliações visuais dos processos de subtrações.

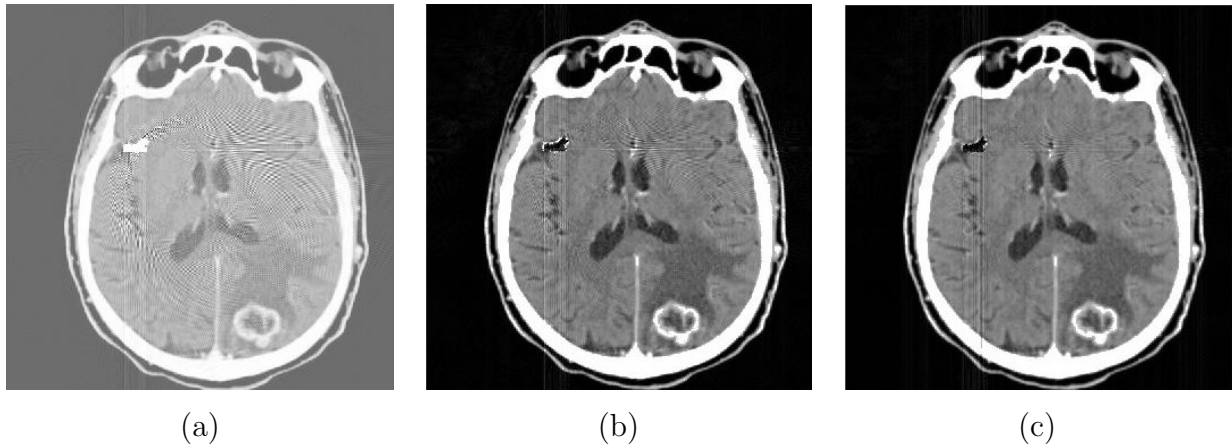


Figura 4.22. Imagens de CT reais submetidas ao algoritmo; (a) Imagem com objeto inserido artificialmente, simulando o metal, e reconstruída numericamente por CT, o que gerou artefatos; (b) Imagem resultante da subtração do metal; (c) Imagem resultante da subtração dos padrões dos artefatos.



Figura 4.23. Imagem ideal de CT de cabeça 2.

Imagem sem correção vs por subtração do metal vs por subtração dos padrões dos artefatos (análise quantitativa)

Ao contrário do resultado visual os valores SNR apresentados na Tabela 4.4 mostram que subtraindo apenas o metal se obtém uma relação sinal ruído superior a imagem subtraída os padrões dos artefatos. O SNR das imagens foram comparados a imagem de referência, a imagem com subtração do metal obteve como resultado 26,6 dB e a com subtração dos padrões 26,4 dB, nota-se uma margem de diferença de 0,2 dB superiores para a subtração apenas dos metais em relação a subtração dos padrões dos artefatos.

Imagem sem correção vs por interpolações (8 tipos)

Para a avaliação quantitativa foi mensurada a relação sinal ruído, comparando as imagens ideal à de referência, e a de referência com às imagens por subtrações e interpolações,

conforme apresentado na Tabela 4.4.

Tabela 4.4. Análise comparativa por relação sinal ruído

	Relação Sinal Ruído (dB)
Imagem ideal x Imagem de referência (com metal e artefatos)	-15,1
Imagem de referência (com metal e artefatos) x Imagem reconstruída por subtração do metal	26,6
Imagem de referência (com metal e artefatos) x Imagem reconstruída por subtração do metal e dos padrões dos artefatos	26,4
Imagem de referência (com metal e artefatos) x Imagem reconstruída por interpolação Spline	26,5
Imagem de referência (com metal e artefatos) x Imagem reconstruída por interpolação Polinomial grau 2	21,3
Imagem de referência (com metal e artefatos) x Imagem reconstruída por interpolação Polinomial grau 10	24,0
Imagem de referência (com metal e artefatos) x Imagem reconstruída por interpolação Polinomial grau 20	24,3
Imagem de referência (com metal e artefatos) x Imagem reconstruída por interpolação PCHIP	26,4
Imagem de referência (com metal e artefatos) x Imagem reconstruída por interpolação Lanczos	26,4
Imagem de referência (com metal e artefatos) x Imagem reconstruída por interpolação Cúbica	26,1
Imagem de referência (com metal e artefatos) x Imagem reconstruída por interpolação Natural Neighbor	26,2

As análises quantitativas sugerem que a imagem que foi apenas subtraída o metal tem uma maior recuperação de sinal quando comparada a imagem com os artefatos. Porém, é importante ressaltar que um dos objetivos da criação de um algoritmo de redução de artefatos é melhorar a visualização das imagens que são utilizadas pelos profissionais de saúde, possibilitando reconstruir regiões anteriormente perdidas pelos artefatos metálicos. Logo, só com o método de subtração não há como atingir o objetivo, e se torna necessário a implementação de uma técnica de interpolação.

Para essas avaliações foram eliminados duas técnicas a Nearest Neighbor e a SVR, que demonstraram não ser tão eficientes no processo de redução de artefatos metálicos.

4.4.1 Divergências apresentadas pelas interpolações

A interpolação *Spline* dentre as interpolações testadas, apresenta uma relação sinal ruído maior que as demais. Porém, visualmente na região interpolada ela provoca uma descontinuidade com as outras áreas. Já as interpolações PCHIP e Lanczos, apesar de apresentarem um SNR de 26.4 dB, nesse quesito de continuidade da região interpolada visualmente, apresentam uma aproximação maior, como ilustra a Figura 4.24.

Porém, ainda observando a Figura 4.24 nos itens (e) e (f), é possível notar que a interpolação Lanczos não obteve reprodutibilidade, quando são realizadas subtrações de tamanhos diferentes. Acredita-se, que ocorrência dessa divergência é devido ao tamanho da máscara do metal que é subtraído do sinograma. A faixa retirada correspondente ao metal é preenchida por interpolação Lanczos, e no caso da imagem no item (e), é considerada pequena, quando comparada a do item (f). Logo, quando se tem uma lacuna maior, é necessário mais amostras para a interpolação, e no caso dessa técnica, os pontos considerados são igualmente espaçados entre si e distribuídos uniformemente pela imagem.

Assim, comparando subjetivamente as três técnicas de interpolação que tiveram os melhores resultados quantitativos e visuais, a Interpolação Cúbica de Hermite por Partes (PCHIP), demonstrou reprodutibilidade nas diferentes imagens, mesmo diante de possíveis divergências de tamanhos a serem interpolados.

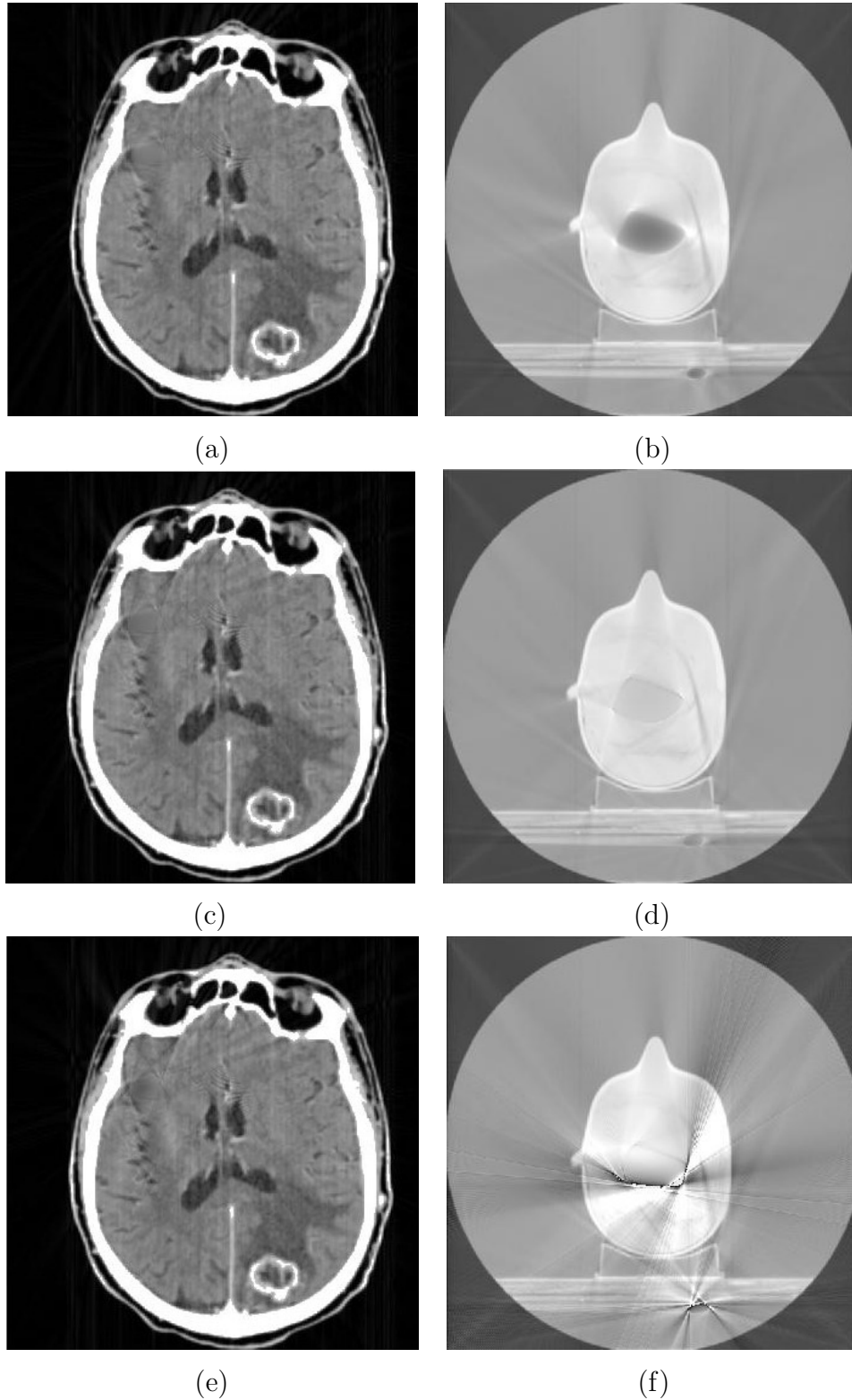


Figura 4.24. (a) Imagem de CT real de cabeça reconstruída por interpolação *spline*; (b) Imagem de CT do fantoma heterogêneo 2 reconstruída por interpolação *spline*; (c) Imagem de CT real de cabeça reconstruída por interpolação PCHIP; (d) Imagem de CT do fantoma heterogêneo 2 reconstruído por interpolação PCHIP; (e) Imagem de CT real de cabeça reconstruída por interpolação Lanczos; (f) Imagem de CT do fantoma reconstruído por interpolação Lanczos.

5 CONCLUSÃO

O projeto proposto analisou a implementação de um algoritmo de correção de artefatos metálicos. O algoritmo desenvolvido recalcula os valores prejudicados devido às áreas afetadas pelo metal, por meio da aquisição e reconstrução de imagens dos fantasmas na CT pós-processamento.

O método se baseia na análise dos sinogramas, com subtração da região do metal, subtração dos artefatos e diferentes interpolações das regiões associadas à região metálica previamente segmentada no domínio de *pixels* ou manualmente.

Os resultados sugerem a possibilidade de agregar melhorias aos planejamentos radioterápicos por meio de um *software* gratuito de código aberto e compatível com os diferentes sistemas operacionais disponíveis em setores de radioterapias. As correções dos valores discordantes das imagens foram realizadas pelo algoritmo, que demonstra ser promissor na melhora visual das imagens utilizadas nos planejamentos radioterápicos. Logo, é possível o desenvolvimento de uma ferramenta útil e factível dentro da realidade dos *softwares* de planejamentos de tratamentos radioterápicos, em que a equipe médica se vê atualmente limitada, diante de artefatos, de realizar planejamentos ideais e mais seguros aos pacientes que venham a apresentar algum implante metálico.

Os algoritmos implementados reduzem de fato os artefatos metálicos, cumprindo com eficácia a ideia de reconstruir uma imagem pós-processada de CT e ainda recuperar detalhes anatômicos perdidos, pela presença dos artefatos *strikes*. Cabe ressaltar, que não foram encontrados na literatura descrições suficientemente detalhadas acerca destes programas, que permitissem a reprodução de seus resultados. Assim, os métodos aqui testados são comparados com resultados encontrados na literatura, sem reprodução dos resultados anteriores.

A SNR, foi a métrica de avaliação aplicada as imagens tratadas durante as etapas do algoritmo. E mostrou tendências semelhantes para a maioria dos resultados. As análises das diversas interpolações, são realizadas para se validar um método que seja reprodutível em diferentes tipos de artefatos, já que não se tem disponível informações

das etapas e técnicas que são realizadas pelos algoritmos comerciais. Das 10 técnicas de interpolações testadas observa-se que a Interporlação Cúbica de Hermite por Partes se mostrou reprodutível tanto na imagem de tomografia computadorizada real como a do fantoma. Algumas outras interpolações como a Spline e Lanczos, mostram redução de artefatos, próximos em termo de qualidade subjetiva da imagem.

Os resultados obtidos sugerem a possibilidade de implementação desse algoritmo em linguagem de alto nível, para que possa ser utilizado em setores de saúde voltados a diagnóstico e planejamentos radioterápicos, com base em imagens tomográficas.

5.1 TRABALHOS FUTUROS

A dificuldade enfrentada pelos profissionais de saúde ao realizar marcações para o planejamento de tratamento, em imagens de tomográficas que apresentam artefatos metálicos é encontrada na impossibilidade de visualizar algumas estruturas que podem fazer parte do campo de tratamento.

Em razão disso, é sugerido como estudo posterior, realizar questionários avaliativos aplicados aos profissionais, para avaliar as imagens, no que diz respeito a qualidade alcança como as reduções na visão dos usuários do *software*.

Referências Bibliográficas

- [1] T. Acharya e A. K. Ray. *Image Processing Principles and Applications*. John Wiley & Sons, Inc., 2005.
- [2] K.M. Andersson, C.V. Dahlgren, J. Reizenstein, et al. Evaluation of two commercial CT metal artifact reduction algorithms for use in proton radiotherapy treatment planning in the head & neck area. *Medical physics*, 45(10):4329–4344, 2018.
- [3] W.O. Arruda. Wilhelm Conrad Röntgen: 100 years of X-rays discovery. *Arq Neuropsiquiatr*, 54(3):525–521, 1996.
- [4] S.R. Avelino. Desenvolvimento e avaliação de um sistema baseado em impressora 3D para confecção de blocos compensadores em radioterapia de intensidade modulada-IMRT, 2013. Dissertação de Mestrado no Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade de Brasília – UNB.
- [5] M. Axente, A. Paidi, R. Von Eyben, et al. Clinical evaluation of the iterative metal artifact reduction algorithm for CT simulation in radiotherapy. *Medical physics*, 42(3):1170–1183, 2015.
- [6] G.C. Barnett, C. ML. West, A.M. Dunning, et al. Normal tissue reactions to radiotherapy: towards tailoring treatment dose by genotype. *Nature Reviews Cancer*, 9(2):134 – 142, 2009.
- [7] J.F. Barrett e N. Keat. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics*, 24(6):1679–1691, 2004.
- [8] H.C.S. Basso. *Avaliação da influência dosimétrica dos implantes dentários de titânio em VMAT de cabeça e pescoço*. PhD thesis, Dissertação de Mestrado no Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Tecnológica do Paraná, 2015.
- [9] Ralph Bernstein. Digital image processing of earth observation sensor data. *IBM Journal of research and development*, 20(1):40–57, 1976.

- [10] F.E. Boas. Iterative reduction of artifacts in computed tomography images using forward projection and an edge-preserving blur filter, July 31 2012. US Patent 8,233,586.
- [11] F.E. Boas e D. Fleischmann. Evaluation of two iterative techniques for reducing metal artifacts in computed tomography. *Radiology*, 259(3):894–902, 2011.
- [12] F.E. Boas e D. Fleischmann. CT artifacts: causes and reduction techniques. *Imaging in Medicine*, 4(2):229–240, 2012.
- [13] Borislav D Bojanov, H Hakopian, e B Sahakian. *Spline functions and multivariate interpolations*, volume 248. Springer Science & Business Media, 2013.
- [14] Wilhelm Burger, Mark James Burge, Mark James Burge, e Mark James Burge. *Principles of digital image processing*, volume 54. Springer, 2009.
- [15] G.A.M. Buss, K.S. Donath, e M.G. Vicente. Utilização de aços inoxidáveis em implantes. *BIT Boletim Informativo de Tecnovigilância, Brasília*, (Número especial):1–6, 2011.
- [16] S. M. Carvalho. Otimização da calibração em spect para a quantificação de imagens aplicadas à dosimetria com iodo131, 2018. Tese de Doutorado do Programa de Pós-graduação em Radioproteção e Dosimetria do Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear – Rio de Janeiro, IRD.
- [17] D.R. Dance, S. Christofides, A.D.A. Maidment, et al. *Diagnostic radiology physics: A handbook for teachers and students. Endorsed by: American Association of Physicists in Medicine, Asia-Oceania Federation of Organizations for Medical Physics, European Federation of Organisations for Medical Physics*. International Atomic Energy Agency, Vienna (Austria), 2014.
- [18] C. L. Epstein. *Introduction to the mathematics of medical imaging*. 2ª edição, 2008.
- [19] J. Esthappan, S. Chaudhari, L. Santanam, et al. Prospective clinical trial of positron emission tomography/computed tomography image-guided intensity-modulated radiation therapy for cervical carcinoma with positive para-aortic lymph nodes. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 72(4):1134–1139, 2008.
- [20] R. E. Fan, P. H. Chen, e C. J. Lin. A study on SMO-type decomposition methods for support vector machines. *IEEE Transactions on Neural Networks*, 17:893–908, 2006.
- [21] Mariano Gasca e Thomas Sauer. *On the history of multivariate polynomial interpolation*. Elsevier, 2001.

- [22] GE Healthcare. Smart metal artifact reduction (MAR). Technical report, Technical report, General Electric Healthcare Company, 2013.
- [23] D. Giantsoudi, B. De Man, J. Verburg, et al. Metal artifacts in computed tomography for radiation therapy planning: dosimetric effects and impact of metal artifact reduction. *Physics in Medicine & Biology*, 62(8):R49–R80, 2017.
- [24] C. Golden, S.R. Mazin, F.E. Boas, et al. A comparison of four algorithms for metal artifact reduction in CT imaging. *Physics of Medical Imaging*, 7961:79612Y, 2011.
- [25] R. C. Gonzalez e R. C. Woods. *Processamento Digital de Imagens*. Pearson Prentice Hall, 3ª edição, 2010.
- [26] C. Guilfoile, P. Rampant, e M. House. The impact of smart metal artefact reduction algorithm for use in radiotherapy treatment planning. *Australasian physical & engineering sciences in medicine*, 40(2):385–394, 2017.
- [27] L. Hsieh. *Computed tomography: Principles, design, artifacts, and recent advances*. 2003.
- [28] T. M. Huang, V. Kecman, e I. Kopriva. *Kernel Based Algorithms for Mining Huge Data Sets: Supervised, Semi-Supervised, and Unsupervised Learning*. Springer, New York, 2006.
- [29] Instituto Nacional de Câncer. *Programa de Qualidade em Radioterapia: Manual para técnico em radioterapia*. Ministério da saúde/Instituto Nacional de câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA), Rio de Janeiro, Brasil, 2000.
- [30] Instituto Nacional de Câncer. *Ações de Enfermagem para o Controle do Câncer: Uma Proposta de Integração Ensino-Serviço*. Ministério da Saúde, Rio de Janeiro, Brasil, 3ª edição, 2008.
- [31] International Atomic Energy Agency. *Tecdoc 1583 - Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques*. IAEA, Vienna, 2008.
- [32] A. C. Kak e M. Slaney. *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. IEEE Press, 1999.
- [33] M. Katsura, J. Sato, M. Akahane, et al. Current and novel techniques for metal artifact reduction at CT: Practical guide for radiologists.
- [34] M. Kidoh, T. Nakaura, S. Nakamura, et al. Reduction of dental metallic artefacts in CT: value of a newly developed algorithm for metal artefact reduction (O-MAR). *Clinical radiology*, 69(1):e11–e16, 2014.

- [35] Y.H. Lee, K.K. Park, H.T. Song, et al. Metal artefact reduction in gemstone spectral imaging dual-energy CT with and without metal artefact reduction software. *European radiology*, 22(6):1331–1340, 2012.
- [36] Y. Lievens, M. Gospodarowicz, S. Grover, et al. Global impact of radiotherapy in oncology: Saving one million lives by 2035. *Radiotherapy and Oncology*, 125(2):175–177, 2017.
- [37] M. MacManus, U. Nestle, K.E. Rosenzweig, et al. Use of PET and PET/CT for radiation therapy planning: IAEA expert report 2006–2007. *Radiotherapy and oncology*, 91(1):85–94, 2009.
- [38] A. Markoe. *Analytic tomography*. Cambridge University Press, 1ª edição, 2006.
- [39] Erik Meijering. A chronology of interpolation: from ancient astronomy to modern signal and image processing. *Proceedings of the IEEE*, 90(3):319–342, 2002.
- [40] Jean-Louis Merrien. A family of hermite interpolants by bisection algorithms. *Numerical Algorithms*, 2(2):187–200, 1992.
- [41] K. Miki, S. Mori, A. Hasegawa, et al. Single-energy metal artefact reduction with ct for carbon-ion radiation therapy treatment planning. *The British journal of radiology*, 89(1062):2–8, 2016.
- [42] A. P. Mourão. *Tomografia Computadorizada: tecnologias e aplicações*. Difusão Editora, 2ª edição, 2015.
- [43] A.I. Nobrega. *Técnicas de imagem por tomografia computadorizada*. Universidade São Camilo/Hospital Santa Catarina/Hospital Alemão Osvaldo Cruz, 2014.
- [44] E. Okuno. Efeitos biológicos das radiações ionizantes: acidente radiológico de goiânia. *Estudos Avançados*, 27(77):185–200, 2013.
- [45] J Anthony Parker, Robert V Kenyon, e Donald E Troxel. Comparison of interpolating methods for image resampling. *IEEE Transactions on medical imaging*, 2(1):31–39, 1983.
- [46] R. Pazdur, L.R. Coia, W.J. Hoskins, e L.D. Wagman. *Cancer Management: A Multidisciplinary Approach*. 5ª edição, 2001.
- [47] E.B. Podgorsak. *Radiation oncology physics*. International Atomic Energy Agency Vienna, Vienna, 1196 edição, 2005.
- [48] E. Rosenblatt e E. Zubizarreta. *Radiotherapy in Cancer Care: Facing the Global Challenge*. International Atomic Energy Agency, 2017.

- [49] J.V. Salvajoli e B.P. Salvajoli. O papel da radioterapia no tratamento do câncer: avanços e desafios. *Rev Onco*, 13:32–36, 2012.
- [50] S.K. Shrivastava, U. Mahantshetty, e K. Narayan. Principles of radiation therapy in low-resource and well-developed settings, with particular reference to cervical cancer. *International Journal of Gynecology & Obstetrics*, 131:S153–S158, 2015.
- [51] A. Sonoda, N. Nitta, N. Ushio, et al. Evaluation of the quality of CT images acquired with the single energy metal artifact reduction (SEMAR) algorithm in patients with hip and dental prostheses and aneurysm embolization coils. *Japanese journal of radiology*, 33(11):710–716, 2015.
- [52] M.R. Sontag e J.R. Cunningham. Corrections to absorbed dose calculations for tissue inhomogeneities. *Medical physics*, 4(5):431–436, 1977.
- [53] P.A.G. Teixeira, J.B. Meyer, C. Baumann, et al. Total hip prosthesis CT with single-energy projection-based metallic artifact reduction: impact on the visualization of specific periprosthetic soft tissue structures. *Skeletal radiology*, 43(9):1237–1246, 2014.
- [54] G. Treece. Refinement of clinical x-ray computed tomography (CT) scans containing metal implants. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 56:11–23, 2017.
- [55] D. van der Merwe, J. Van Dyk, B. Healy, et al. Accuracy requirements and uncertainties in radiotherapy: a report of the international atomic energy agency. *Acta Oncologica*, 56(1):1–6, 2017.
- [56] O. Watzke e W.A. Kalender. A pragmatic approach to metal artifact reduction in CT: merging of metal artifact reduced images. *European radiology*, 14(5):849–856, 2004.
- [57] T. Whitmarsh, G.M. Treece, A.H. Gee, e K.E.S. Poole. An exploratory study into measuring the cortical bone thickness from ct in the presence of metal implants. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 12(12):2079–2086, 2017.