



UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA - UEPB
NÚCLEO DE TECNOLOGIAS ESTRATÉGICAS EM SAÚDE – NUTES
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

JOSÉ ALBERTO SOUZA PAULINO

**DESENVOLVIMENTO DE UMA FERRAMENTA PARA AUTOMATIZAR REDUÇÃO
DE ARTEFATO METÁLICO EM IMAGENS DE TOMOGRAFIAS
COMPUTADORIZADAS**

DISSERTAÇÃO

**CAMPINA GRANDE
2017**

JOSÉ ALBERTO SOUZA PAULINO

**DESENVOLVIMENTO DE UMA FERRAMENTA PARA AUTOMATIZAR REDUÇÃO
DE ARTEFATO METÁLICO EM IMAGEM DE TOMOGRAFIAS
COMPUTADORIZADAS**

Dissertação submetida à Coordenação do Curso de Mestrado em Ciências e Tecnologias em Saúde da Universidade Estadual da Paraíba (UEPB), Campus I, Como parte dos requisitos necessários para obtenção do grau de Mestre.

Área de concentração: Tecnologia em Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Robson Pequeno de Sousa.

Coorientador: Prof. Dr. Carlos Wilson Dantas de Almeida.

**Campina Grande, PB – Brasil
2017**

É expressamente proibida a comercialização deste documento, tanto na forma impressa como eletrônica. Sua reprodução total ou parcial é permitida exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, desde que na reprodução figure a identificação do autor, título, instituição e ano da dissertação.

P328d Paulino, José Alberto Souza.

Desenvolvimento de uma ferramenta para automatizar redução de artefato metálico em imagens de tomografias computadorizadas [manuscrito] / José Alberto Souza Paulino. - 2017.

86 p. : il. color.

Digitado.

Dissertação (Mestrado Profissional em Ciência e Tecnologia em Saúde) - Universidade Estadual da Paraíba, Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa, 2017.

"Orientação: Prof. Dr. Robson Pequeno de Sousa, Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa".

1. Metal Artifact Reduction. 2. Tomografia computadorizada. 3. Artefatos metálicos. 4. Interpolação linear.
I. Título. 21. ed. CDD 600

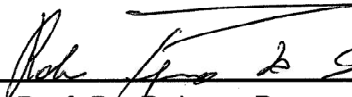
JOSE ALBERTO SOUZA PAULINO

**DESENVOLVIMENTO DE UMA FERRAMENTA PARA AUTOMATIZAR
REDUÇÃO DE ARTEFATO METÁLICO EM IMAGENS DE
TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS**

Dissertação submetida à Coordenação do Curso de Mestrado em Ciências e Tecnologia em Saúde (NUTES) da Universidade Estadual da Paraíba (UEPB) - Campus I, como parte dos requisitos necessários para obtenção do título de Mestre.

APROVADA EM: 08/10/2017

BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. Robson Pequeno de Sousa

Orientador

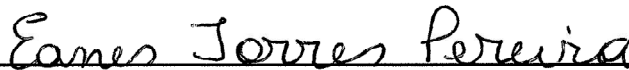
(Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde / UEPB)



Prof. Dr. João Marques de Carvalho

Membro Externo – Titular

(Departamento de Engenharia Elétrica / UFCG)



Prof. Dr. Eanes Torres Pereira

Membro Externo - Titular

(Departamento de Ciências da Computação / UFCG)

Campina Grande – PB

2017

À toda minha família, pelo constante apoio e compreensão.

Agradecimentos

Ao **Prof. Dr. Robson Pequeno de Sousa**, orientador e amigo. Que ao longo desta pesquisa deu todo apoio necessário para a realização da mesma. A esta referencia de profissional, meus sinceros agradecimentos.

Ao **Prof. Dr. Carlos Wilson Dantas de Almeida**, um excelente co-orientador que ajudou a sanar dúvidas em momentos cruciais desta pesquisa. Sempre com serenidade e paciência, disposto a ajudar quando necessário.

Ao **Prof. Dr. Ricardo Alves de Olinda**, pelo apoio significativo.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologia em Saúde**, a todo o **corpo docente e funcionários** e em especial à **Professora Dra. Kátia Elizabete Galdino**.

À **Alécio Marlon Pereira Diniz**, aluno de odontologia e bolsista BIPID do laboratório de prototipagem do Nutes, pelo apoio contínuo, fornecendo o feedback necessário para a construção do conhecimento técnico acerca do problema abordado.

Aos Professores **Dr. João Marques de Carvalho** e **Dr. Eanes Torres Pereira** por aceitar compor a banca examinadora. Agradeço a atenção e dedicação à leitura desta dissertação mesmo com suas inúmeras atribuições.

Aos **meus pais**, por serem meu alicerce e modelo de caráter e perseverança. Ao meu irmão **Súliman Sady** e minha sobrinha **Ayanne Nathália** por suas colaborações.

Aos meus **colegas e amigos**, pela torcida, preocupação, companheirismo e ajuda. Em especial à **Amanda Mayara** maior incentivadora do meu ingresso neste programa de mestrado.

E, carinhosamente, à **minha querida esposa e meus dois filhos**, pela força, compreensão diária e incentivo, sempre acreditando em mim.

*“Quanto mais aumenta nosso conhecimento,
mais evidente fica nossa ignorância.”*

— JOHN F. KENNEDY

Resumo

Esta pesquisa se propõe a avaliar e implementar uma solução para redução de artefatos metálicos em tomografias computadorizadas, solução esta que visa atender uma demanda do laboratório de prototipagem do Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde (Nutes) da Universidade Estadual da Paraíba, onde são realizadas impressões de biomodelos para planejamentos cirúrgicos. As tomografias afetadas por artefatos metálicos necessitam de correção antes do processo de impressão, esta intervenção realizada de forma manual implica em demora excessiva para entrega dos biomodelos. O desenvolvimento da solução proposta baseia-se no método de correção de sinograma que, de acordo com Mouton et al (2013) e Gjesteby (2016), é o método mais difundido para redução de artefatos metálicos e faz uso da técnica de interpolação linear para correção dos dados corrompidos. Objetivando validar a preferência pelo uso da interpolação linear no estado da arte, foram implementadas outras técnicas interpolativas as quais foram submetidas a avaliação; Primeiro por meio de simulações e depois via formulário para avaliação qualitativa, na qual foram aplicados testes estatísticos. Os resultados obtidos ratificam o uso da interpolação linear como melhor opção para reconstrução de dados corrompidos pelos artefatos metálicos.

Palavras chave: Metal Artifact Reduction, Tomografia, Interpolação Linear

Abstract

This research proposes to evaluate and implement a solution for metal artifact reduction in computed tomography, this one aiming to meet a demand from the prototyping laboratory of the Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde (Nutes) da Universidade Estadual da Paraíba, where impressions of biomodels are made for surgical planning. The CT affected by metal artifacts need to be corrected prior to the printing process, this manual intervention implies excessive delay for delivery of the biomodels. The development of the proposed solution is based on the sinogram correction method which according to Mouton et al (2013) and Gjestebj (2016) is the most utilized method for reducing metal artifacts and makes uses of linear interpolation to correction the corrupted data. In order to validate the preference for linear interpolation in the state of the art, others interpolative techniques were implemented and evaluated; Fist through simulations and then by a form for qualitative evaluation, upon which statistical tests were applied. The results obtained confirm the use of interpolation as the best option for the reconstruction of data corrupted by metallic artifacts.

Key-Words: MAR, Tomography, linear interpolation

Lista de Figuras

FIGURA 1.1 – Exemplo da evolução de imagens tomográficas nos últimos 40 anos	21
FIGURA 1.2 – Evolução do tempo de aquisição de TC da primeira geração até a atual	22
FIGURA 1.3 – Exemplos de artefatos metálicos	24
FIGURA 1.4 – Fatia de tomografia computadorizada afetada com artefato metálico	25
FIGURA 2.1 – Trajetória de raio na geração da projeção	32
FIGURA 2.2 – Geração da projeção através de linhas em ângulo específico	33
FIGURA 2.3 – Retroprojeção simples	35
FIGURA 2.4 – Limiarização de imagem monocromática utilizando limiar T	37
FIGURA 2.5 – Modelo de Shepp-Logan e seu respectivo sinograma	39
FIGURA 2.6 – Tomografia Computadorizada Helicoidal	40
FIGURA 2.7 – Projeção afetada por artefato metálico	43
FIGURA 2.8 – Interpolação em sinograma	43
FIGURA 2.9 – Esquema da interpolação por vizinho mais próximo	46
FIGURA 2.10 – Representação geométrica da interpolação linear entre (x_0, y_0) e (x_1, y_1)	47
FIGURA 2.11 – Pontos em curva para interpolação	51
FIGURA 2.12 – Comparativo após aplicação de técnicas interpolativas em TC	53
FIGURA 3.1 – Etapas para redução de artefato	55
FIGURA 3.2 – Estruturas anatômicas em valores aproximados de HU	58
FIGURA 3.3 – Tecidos do corpo humano agrupados por pseudocolocação	59
FIGURA 3.4 – Interpolação em pixel corrompido	60
FIGURA 3.5 – Simulação de artefatos em <i>Phantom Shepp and Logan</i>	63
FIGURA 4.1 – Resultado para métodos de interpolação	68
FIGURA 4.2 – Comparação dos histogramas variando entre 0 e 1	70

FIGURA 4.3 – Boxplot de avaliação para métodos de interpolação	72
FIGURA 4.4 – Gráfico de médias agrupadas por cores	72
FIGURA 4.5 – Imagem de Tomografia Real Corrompida por Artefatos	75
FIGURA 4.6 – Resultados Obtidos Após Tratamentos Aplicados	75
FIGURA 4.7 – Escolha dos métodos <i>MAR</i> na ferramenta	77
FIGURA 4.8 – Interface da ferramenta de redução de artefatos	78
FIGURA 4.9 – Diagrama de blocos para o processo de tratamento no MARIA Software	79
FIGURA 4.10 – Processo manual de redução de artefatos	79

Lista de Tabelas

TABELA 1.1 – Faixa de aplicação para principais fontes de sinais	19
TABELA 2.1 – Classificação das radiações eletromagnéticas por frequência . .	30
TABELA 2.2 – Valores para Coeficientes de Atenuação	31
TABELA 3.1 – Critérios de avaliação em escala de Likert	65
TABELA 4.1 – Valores SNR obtidos durante simulação	67
TABELA 4.2 – Diferença entre médias avaliadas	73
TABELA 4.3 – Diferença entre médias avaliadas pelo teste de Tukey	73
TABELA A.1 – Composição de resultados da avaliação	85

Sumário

1	INTRODUÇÃO	18
1.1	Imagens Médicas	18
1.1.1	Tomografia Computadorizada	19
1.2	Artefatos Metálicos	23
1.2.1	Origem e aspectos	23
1.2.2	Métodos para redução	25
1.3	Motivação ou Justificativa	27
1.4	Objetivos	27
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	29
2.1	Princípios da Aquisição de Imagens Médicas	29
2.2	Transformada de Radon	32
2.3	Retroprojeção Simples e Filtrada	34
2.4	Segmentação de Imagens Médicas	36
2.4.1	Segmentação por Limiarização (<i>Thresholding</i>)	36
2.4.2	Demais Técnicas para Segmentação em Algoritmos <i>MAR</i>	37
2.5	Reconstrução de TC	38
2.6	Técnicas para Redução de Artefatos	40
2.6.1	Otimização do implante metálico	40
2.6.2	Aperfeiçoamento da aquisição	41
2.6.3	Pré-processamento baseado em fatores físicos	41
2.6.4	Correção de projeção	42
2.6.5	Reconstrução iterativa	43
2.6.6	Pós-processamento de imagem	44
2.7	Métodos de Interpolação	44
2.7.1	Interpolação por vizinho mais próximo	45
2.7.2	Interpolação Linear	46

2.7.3	Funções Cúbicas por Partes	47
3	METODOLOGIA	54
3.1	Método Adotado	54
3.2	Processo de aquisição de imagens	56
3.3	O Processo de Segmentação	57
3.4	Técnicas de interpolação	60
3.5	Experimentação	61
3.5.1	Planejamento para Simulação	61
3.6	Avaliação Qualitativa por Formulário	64
3.7	Etapas do Desenvolvimento do Software	65
4	RESULTADOS OBTIDOS E DISCUSSÃO	67
4.1	Análise com Imagens Simuladas	67
4.2	Avaliação com Imagens Reais	71
4.3	Desenvolvimento do Protótipo	76
4.3.1	Visão Geral do Software MARIA	76
4.3.2	Métodos <i>MAR</i> Implementados	78
4.3.3	Funcionamento da Ferramenta	78
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	80
6	PROPOSTAS FUTURAS	81
	REFERÊNCIAS	82
	APÊNDICE A –	85

1 Introdução

Esta introdução apresentará uma visão geral sobre imagens médicas, conceituando as principais modalidades de imagem, com ênfase em Tomografias Computadorizadas. Será apresentada também a problemática proposta nesta pesquisa, na qual a mesma se baseia na existência de distorções causadas em tomografias pela presença de objetos metálicos. Serão apresentados ainda o conceito de artefatos metálicos e os principais métodos para redução do mesmos.

A literatura traz diversas publicações no que diz respeito a redução de artefatos e dentre estas, se destacam as referências a seguir:

1. Gjestebj et al (2016) - Realiza uma análise dos trabalhos na área de redução de artefatos nos últimos 40 anos. Este é um guia de estudo que categoriza os métodos existentes, tendências, evolução e principais pesquisa já desenvolvidas.
2. Mouton et al (2013) - Traz uma visão geral sobre os métodos para redução de artefatos metálicos e apresenta exemplos e bibliografias atuais para cada método. Este *survey* elenca vinte técnicas e realiza uma análise comparativa entre elas.
3. Koehler et al (2012) - Faz uso de uma técnica para redução de artefatos metálicos com a interpolação linear e avança nesta técnica com uso de imagens sintéticas.

As bibliografias acima destacadas possuem alto grau de relevância para o sucesso desta pesquisa. Daremos ênfase ao trabalho de Koehler et al (2012), cuja metodologia constitui a base para desenvolvimento da ferramenta para redução de artefatos metálicos.

1.1 Imagens Médicas

Observa-se cada vez mais que as técnicas não invasivas têm se tornado um método comum de diagnóstico. Conforme Daffner e Hartman (2013), o número de pesquisas e avanços no campo do diagnóstico por imagens vem crescendo constantemente desde a descoberta dos raios-x por Wilhelm Röntgen em 1895 e ganhando mais espaço principalmente a partir da década de 1980. Denominam-se imagens médicas todas as categorias de imagens utilizadas para auxílio ao diagnóstico, que vão desde o simples raio-x do tórax, por exemplo, até as mais sofisticadas que exibem fenômenos

temporais como a imagem de ressonância magnética funcional (*fMRI*, do inglês *Functional Magnetic Resonance Imaging*). Conforme descrito por Meyer-Baese e Schmid (2014), nas últimas décadas foi possível observar um desenvolvimento extraordinário de uma tecnologia poderosa para detecção, armazenamento, transmissão, análise e exibição de imagens médicas digitais.

Meyer-Baese e Schmid (2014) acrescentam ainda que as técnicas de imagiologia médica desempenham um papel muito importante no estudo de várias disciplinas, seja na medicina, na psicologia, e em diversos outros campos. Eles citam ainda que as quatro principais fontes de sinais da imagiologia médica são: a transmissão por raio-x utilizada na radiografia convencional e nos exames de tomografia computadorizada, a transmissão por raio-y, ecos de ultrassom e ressonância magnética nuclear. A faixa de aplicação de cada modalidade pode ser vista na Tabela 1.1:

TABELA 1.1 – Faixa de aplicação para principais fontes de sinais

Raios-X	Mama, pulmão e o osso
Raios-Y	Cérebro, órgãos e funções cardíacas
Ressonância Magnética	Tecidos moles, discos e cérebro
Ultrassonografia	Fetos, alterações patológicas e órgãos internos

Fonte: Meyer-Baese e Schmid, 2014 - *Pattern Recognition and Signal Analysis in Medical Imaging*

Em função do escopo desta pesquisa, apenas a modalidade tomografia computadorizada será melhor detalhada na próxima sessão.

1.1.1 Tomografia Computadorizada

Na radiografia convencional, percebemos que os órgãos do corpo são vistos com uma aparência cinzenta e pouco visível. Considera-se nesta modalidade uma densidade radiográfica uniforme para os órgãos, entretanto, os órgãos tem características físicas e químicas variadas e utilizando-se de técnicas computacionais adequadas, é possível visualizá-los em vários tons de cinza ou ainda em cores. Esta forma avançada de visualização das estruturas pode ser conseguida por meio da Tomografia Computadorizada.

Além da diferença de distinção dos objetos ou corpos estudados, a radiografia convencional tem como característica a produção de imagens planares, que são projeções de objetos tridimensionais em planos bidimensionais. É inerente a este processo a perda de informações sobre o objeto estudado decorrente da sobreposição dos órgãos na imagem e o nível pobre de detalhamento devido à baixa resolução da

mesma. A tomografia por sua vez, plota imagens tridimensionais no computador, possibilitando uma análise repleta de detalhes sobre o objeto estudado. Conforme Lisle (2007), devido a utilização do computador, pode ser apresentada uma gama muito maior de densidades do que em filmes convencionais e isto permite a diferenciação entre organismos sólidos, bem como, um processo patológico, tal como um tumor ou conjunto de fluidos.

Assim como na radiografia planar, objetos de alta densidade também causam maior atenuação dos raios-x em imagens de TC. Lisle (2007) destaca que, como resultado estruturas mais atenuantes são exibidas nas imagens com tom de cinza mais claro e que o cinza mais escuro ou preto corresponde aos objetos menos atenuantes. Assim, é possível compreender que nas imagens de tomografia, a cor branca ou cinza claro representa objetos mais atenuantes, conseqüentemente, o cinza mais escuro ou preto correspondem às estruturas menos atenuantes. Estas informações podem ser ajustadas no computador ajustando níveis de intensidade e áreas de interesse. Em imagens de tomografia computadorizada o valor de nível de cinza proporcional ao coeficiente de atenuação é dado em *Hounsfield Units* (HU) cuja nomenclatura foi adotada em homenagem à Godfrey Hounsfield, um dos pioneiros no desenvolvimento da TC. Esta unidade representa os valores de densidade da tomografia, que detêm a capacidade de quantificar a atenuação do feixe de um determinado objeto. De acordo com Birkfellner (2015), nesta escala o ar tem valor de -1000 HU enquanto que a água tem valor 0 HU. O valor em HU da água é igual ao seu coeficiente de atenuação e serve como referência para cálculo do valor em HU de outros materiais com base no valor de seus coeficientes de atenuação. O cálculo pode ser realizado mediante Equação 1.1, apresentada por Dougherty (2009):

$$ValorHU = 1000 * \frac{(\mu - \mu_{H_2O})}{\mu_{H_2O}} \quad (1.1)$$

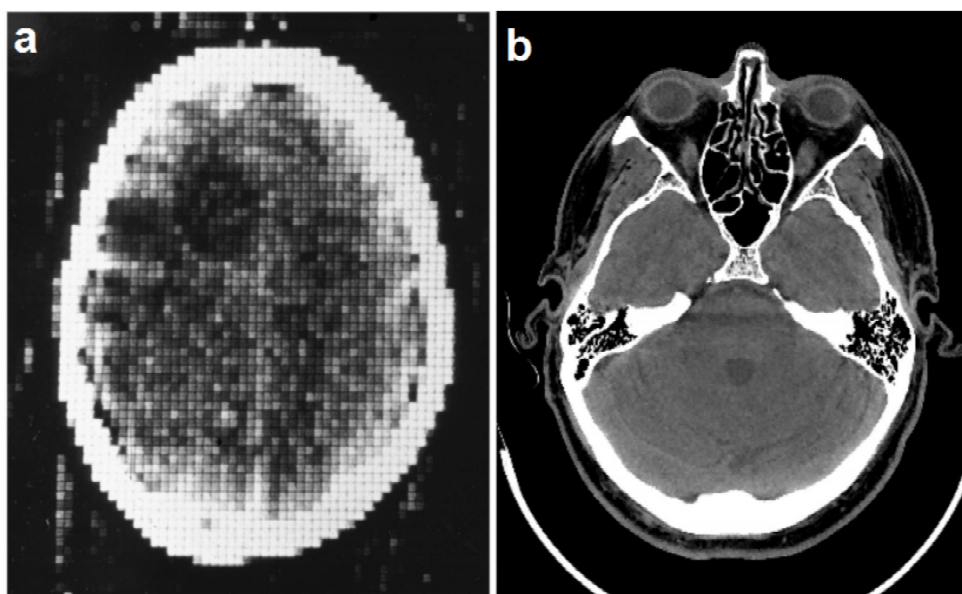
onde μ é igual ao coeficiente de atenuação do objeto estudado. Usando a Equação 1.1 na qual o valor HU da água representa 80-90% dos tecidos moles, convenientemente o este coeficiente de atenuação (H_2O) será definido como zero. Estruturas ósseas em tomografias comuns estão normalmente variando entre 1000 e 3000 HU, aproximadamente. Em tomografias dentárias, o coeficiente de atenuação do dente é um pouco superior ao osso, elevando proporcionalmente este valor de intensidade. De acordo com Daffner e Hartman (2014), o estudo da Escala *Hounsfield* é fundamental para compreender a produção e representação de imagens de tomografia computadorizada.

“A Tomografia Computadorizada foi desenvolvida para produzir imagens transver-

sais, digitalizando uma fatia do corpo a partir de vários ângulos usando um feixe estreito em forma de leque” DOUGHERTY (2009). O conjunto de dados coletado de cada ângulo é chamado de projeção e uma fatia pode ser reconstruída a partir de um conjunto de projeções. Cada fatia tem normalmente 1 mm de espessura, podendo variar dependendo da aplicação ou característica do tomógrafo. A saber, quanto menor a espessura deste corte ou fatia, maior o nível de detalhes da imagem.

Desde a introdução do primeiro *scanner* clínico, vários avanços vem sendo desenvolvidos em tecnologias para tomografias computadorizadas. Conforme Figura 1.1, é possível observar a melhora significativa alcançada na resolução espacial e de baixo contraste. Hsieh (2009) destaca que houve uma incrível evolução no tempo de aquisição por fatia simples. Em 1970 o tempo médio de aquisição era de 400 segundos, sendo que em 2010 passou a 0.001 segundo por fatia. A Figura 1.2 mostra o gráfico desta evolução. Devido a constante e significativa evolução em tecnologias para TC, os tomógrafos foram divididos em gerações conforme descrito por Hsieh (2009):

FIGURA 1.1 – Exemplo da evolução de imagens tomográficas nos últimos 40 anos



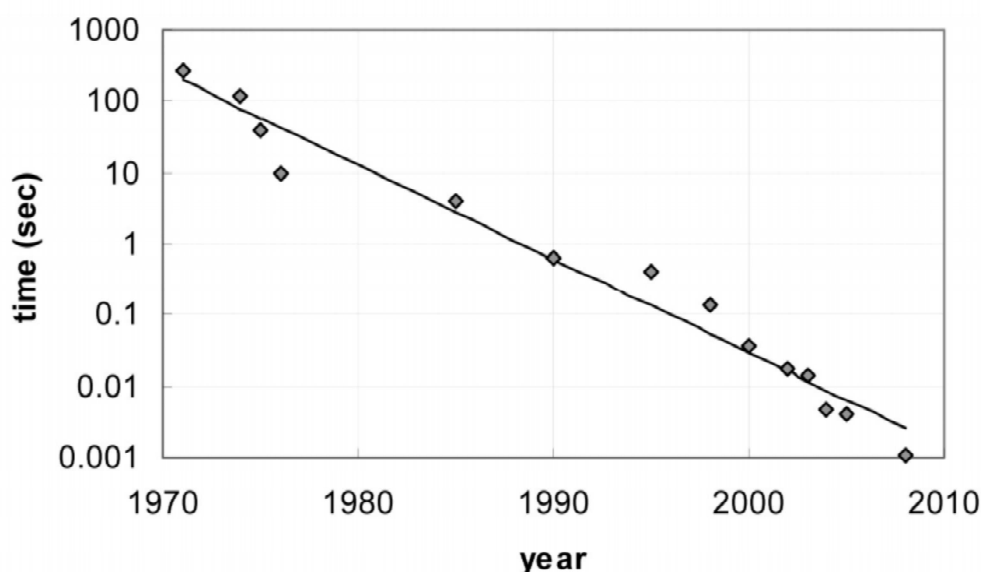
Fonte: Hsieh, 2009 - Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances

(a) Imagem obtida por tomógrafo em 1970; (b) Imagem obtida por tomógrafo em 2009.

Em 1971 surgiram os primeiros tomógrafos, chamados de Primeira Geração. Nesses, apenas um feixe era disparado por vez. Após coletar os dados, o tubo de raio-x e o detector giram 1 grau para o próximo ângulo para adquirir o próximo conjunto de dados. Apesar de produzir resultados positivos, os tomógrafos desta geração possuíam sérios problemas com a qualidade da imagem relacionados ao movimento do paciente durante o processo de aquisição extremamente demorado. Em média de 4 a

5 minutos.

FIGURA 1.2 – Evolução do tempo de aquisição de TC da primeira geração até a atual



Fonte: Hsieh, 2009 - Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances

As inúmeras melhorias, principalmente relacionadas ao tempo de aquisição deram origem à segunda geração de tomógrafos. Nesta nova geração, o número de rotações foi reduzido pelo uso de múltiplos feixes. Este tomógrafo passou a utilizar seis detectores e deste modo, a cada rotação, seis ângulos diferentes são adquiridos, diminuindo o tempo de aquisição em seis vezes. Posteriormente o número de detectores aumentou para trinta, diminuindo o tempo de aquisição da imagem para vinte segundos.

Os tomógrafos de terceira geração são o tipo mais popular, tanto é que são fabricados até hoje. Nele passou-se a utilizar o conceito de múltiplas células detectoras alocadas em um arco concêntrico, oposto ao emissor de raio-x. Os detectores desta geração são grandes suficiente para manter o objeto dentro do campo de visão durante todo o processo de aquisição da imagem. Pelo fato de que o emissor e os detectores permanecem estacionários em cada ângulo, o movimento linear de ambos foi eliminado e, conseqüentemente, reduziu-se o tempo de aquisição e a introdução de artefatos de movimento. Em modelos mais recentes, tanto os tubos de raio-x como os detectores transmitem seus sinais por cabos, e pela limitação do tamanho deles, a base de sustentação é forçada a girar no sentido horário e anti-horário. Por esta particularidade, o tempo de aquisição torna-se mais lento devido ao peso da base. Este problema foi resolvido com a implantação da tecnologia de um anel deslizante, fundamental para o sucesso da tomografia helicoidal (ou espiral).

Hsieh (2009) reforça que, devido às vantagens inerentes da terceira geração, os

tomógrafos mais recentes ainda são feitos com tecnologia desta geração. No escopo desta pesquisa serão empregadas imagens dos seguintes tomógrafos: *Ge BrightSpeed S*, *Ge HiSpeed*, *Philips Brilliance 6* e *Philips Brilliance 64*, ambos da terceira geração, porém nossa ênfase será no tomógrafo *Philips Brilliance 6*, utilizado no Hospital de Traumas de Campina Grande.

O conceito da quarta geração de tomógrafos, surge com os desafios tecnológicos da terceira geração: estabilizar o detector e evitar erros nos sinais captados, *aliasing*. A característica principal desta geração é a mudança no detector, que configura-se em um anel fechado e mantido estático durante todo o processo de varredura enquanto o tubo de raio-x gira ao redor do paciente. Agora a projeção passa a ser medida com um único detector à medida que um feixe de raio-x, em forma de leque, varre o objeto. Apesar da alta densidade de amostra e a recalibragem dinâmica resolverem os desafios da terceira geração, a desvantagem da quarta geração é a radiação *scattered*, ou radiação de dispersão, que são radiações secundárias geradas quando o feixe de raio-x atravessa um objeto. Outro ponto negativo é o número de detectores requeridos para formar o anel. Para uma simples fatia de um *scanner* da quarta geração, são necessários 4800 detectores. A quinta geração de tomógrafos corresponde aos *scanners* de feixe elétrons, conhecido como Tomografia Computadorizada de Feixe de Elétrons, utilizada para aplicações cardíacas.

1.2 Artefatos Metálicos

1.2.1 Origem e aspectos

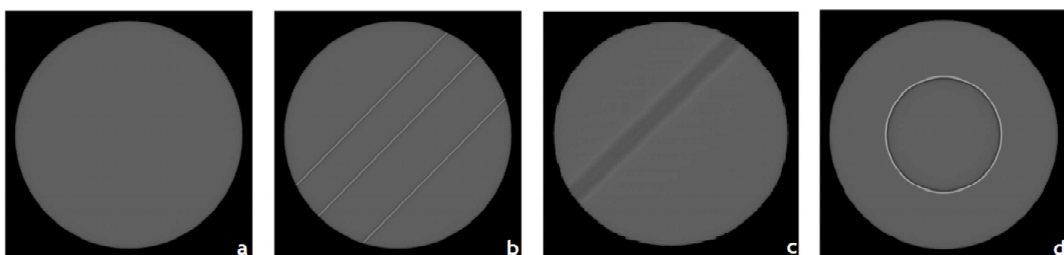
Apesar de não haver uma definição amplamente consensual sobre artefato, Hsieh (2009) e Dougherty (2009) definem este evento como qualquer discrepância entre os valores reconstruídos em uma imagem e os valores reais sobre coeficientes de atenuação dos objetos no corpo estudado. Hsieh (2009) cita que, na prática, todas as imagens contêm artefatos, mesmo que estes não sejam significativos ao ponto de impedir de forma parcial ou total a visualização das imagens. Ele recomenda que para efeito de compreensão, apenas as discrepâncias clinicamente relevantes devem ser consideradas como artefatos. O conceito de artefatos em tomografias é tão antigo quanto a própria tomografia, segundo Pegoraro (2015) e, de acordo com este, a presença de artefatos em imagens se mostrou um fator constante. Por este motivo, as pesquisas foram crescentes nesta área.

De modo geral, Hsieh (2010) classifica os artefatos em quatro categorias: estrias, sombreamento, anéis, e diversos. Suas características estão detalhadas a seguir e

representadas na Figura 1.3. A Figura 1.3(a) representa um volume sem artefato.

- Artefatos de Estrias: aparecem como linhas diretas e intensas. Estas linhas podem ser escuras ou claras e são geradas decorrente do processo de reconstrução. Figura 1.3(b);
- Artefatos de sombreamento: frequentemente aparecem próximos a objetos de alto contraste: As sombras aparecem em regiões próximas de estruturas ósseas e podem ser escuras ou claras, dependendo da natureza do problema. Se comparados aos artefatos de estrias, eles são difíceis de detectar pelas características anatômicas humanas e podem levar a diagnóstico errôneo. Figura 1.3(c);
- Artefatos em anel: como o próprio nome sugere, geram estruturas em formato de banda ou anel sobre a imagem; podendo ser um anel completo ou um arco. Este tipo de artefato descaracteriza a anatomia humana e pode imitar certas patologias. Figura 1.3 (d);
- Demais artefatos classificados como diversos: apesar do nome, são tão significativos quanto os demais. Apesar de englobar uma grande lista, um exemplo deste tipo é o efeito basket, que tem como característica preencher a imagem com linhas horizontais e verticais.

FIGURA 1.3 – Exemplos de artefatos metálicos



Fonte: Hsieh, 2009 - Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances

(a) Volume sem artefato; (b) Reprodução de artefato de estrias; (c) Reprodução de artefatos de sombreamento; (d) Reprodução de artefatos de anel.

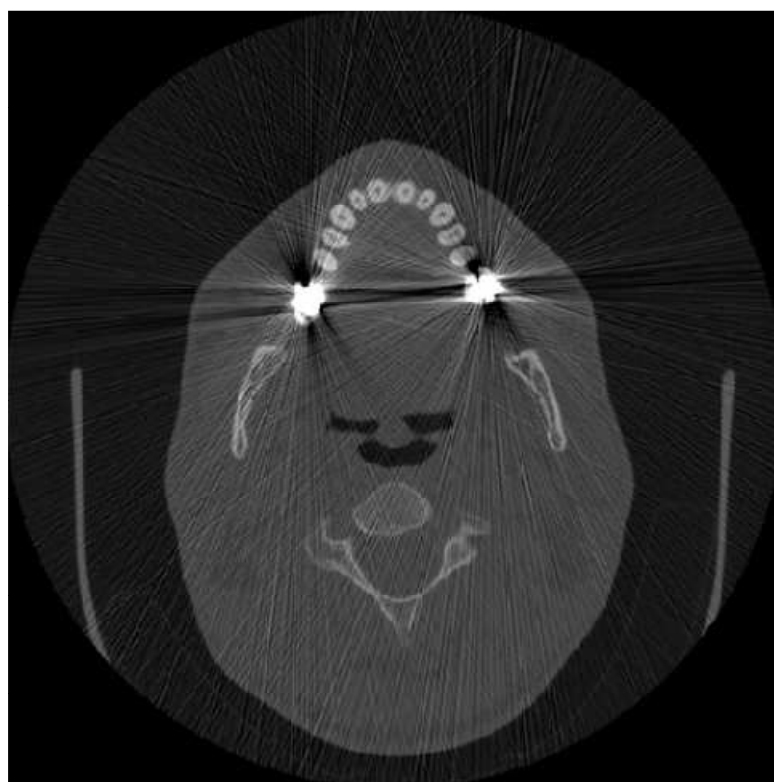
Gjesteby (2010) cita que quando os raios-x passam através do objeto metálico, dependendo de seu tamanho ou densidade, a captura dos dados será afetada por efeitos físicos diferentes. Os efeitos mais notáveis são: o endurecimento de feixe, o espalhamento, ruído e efeito de volume parcial não linear. No capítulo 2, será apresentado com mais detalhes as características destes efeitos. Tais efeitos dos artefatos afetam algumas aplicações médicas em particular, a exemplo do planejamento para

terapia de radiação no tratamento de câncer. Sem obter com precisão a localização e características dos tecidos ao redor do tumor, a dose de radiação pode conter erros e levar ao insucesso do tratamento. Outro caso é na ortopedia, que requer imagens de alta qualidade para planejar com precisão um implante ou cirurgia.

1.2.2 Métodos para redução

O esforço para redução de artefatos metálicos em tomografia computadorizada não é uma demanda recente. Gjestebý (2016) mostra que as tentativas de suprimir artefatos desta natureza têm sido pesquisadas e desenvolvidas nos últimos 40 anos. É fato que a presença de objetos metálicos em restaurações dentárias, implante de quadril, clipe cirúrgico, degradam a qualidade da imagem prejudicando o diagnóstico, e consequentemente, o resultado de várias aplicações clínicas, conforme exemplificado na Figura 1.4.

FIGURA 1.4 – Fatia de tomografia computadorizada afetada com artefato metálico



Banco de imagens - Nutes UEPB

Os objetos metálicos no campo de visão atenuam com mais vigor os raios-x ou bloqueiam-se completamente sua penetração, o que resulta em projeções com dados corrompidos ou ausentes. Ao reconstruir a projeção com dados corrompidos, a imagem assume características não naturais, diferentes da aparência esperada. Estas

características, muitas vezes, qualificadas como linhas claras ou escuras, são conhecidas como artefatos.

Na reconstrução de uma tomografia computadorizada utilizando algoritmo de retroprojeção filtrada, a imagem que contenha um objeto de alta densidade, passará a apresentar vários efeitos, dentre os mais comuns constatam-se: endurecimento do feixe, dispersão da radiação e efeito de volume parcial (MOUTON et al, 2013). Existem várias técnicas de redução de artefatos metálicos para os efeitos citados. Gjesteby (2016) faz uma análise da evolução de técnicas desta natureza nos últimos 40 anos. Ele registra um crescimento acentuado de publicações em revistas e conferências voltadas para métodos de redução de artefatos metálicos, comumente referenciados como *MAR (Metal Artifacts Reduction)*, nos quais observamos que em 1995 houve menos de 5 publicações desta natureza, ao passo que em 2010 foram registradas mais de 30. Já em 2015 este número quase triplicou alcançando quase 90 publicações.

Gjesteby (2016) elenca seis abordagens para a redução de artefatos metálicos em tomografias. A primeira e mais óbvia é remover o objeto metálico do corpo do paciente antes de realizar a captura, prevenindo desta forma a geração do artefato. Entretanto, essa abordagem não é viável na maioria dos casos. A segunda trata da alteração dos parâmetros do tubo de raio-x, detector e geometria da varredura, ainda na fase de aquisição. Embora seja útil para em alguns casos, não produz melhora significativa na qualidade da imagem na maioria das aplicações clínicas. A terceira abordagem refere-se à correção ou reconstrução dos dados brutos da imagem corrompida. Esta é a abordagem mais amplamente difundida e mais eficiente para os efeitos de artefatos gerados por objetos metálicos, só se aplica se a imagem for de boa qualidade, caso contrário podem ser aplicadas a quarta e quinta abordagens, que são respectivamente: substituição completa das projeções e reconstrução interativa ignorando dados corrompidos. A sexta abordagem está relacionada ao pós-processamento, seja por filtragem ou normalização.

Se realizarmos uma análise das abordagens sob a ótica do número crescente de publicações já citados anteriormente, podemos identificar tendências técnicas. Por exemplo, Gjesteby (2016) destaca que dentro da técnica de correção de projeção, o trabalho mais referenciado é *Reduction of CT artifacts caused by metallic implants* de Kalender, publicado em 1987. Já em termos de reconstrução iterativa, o trabalho mais referenciado é *Iterative deblurring for CT metal artifact reduction*, publicado por Wang, em 1996. Outro ponto observado é que o método de redução por algoritmos de interpolação é o recurso mais utilizado como *MAR*, porém, devido à complexidade das aplicações atuais, o método de reconstrução vem ganhando mais reconhecimento.

1.3 Motivação ou Justificativa

O Núcleo de Tecnologia Estratégicas em Saúde (Nutes), da Universidade Estadual da Paraíba, possui laboratório de prototipagem rápida voltado para as áreas médicas e odontologia para planejamento de cirurgias. Como fruto da parceria com o Hospital de Traumas de Campina Grande, são geradas para este laboratório demandas referentes à confecção de biomodelos que são utilizados como guias cirúrgicos.

Este processo de manufatura aditiva por meio de impressora 3D gera um biomodelo das tomografias computadorizadas dos pacientes do citado hospital, mas, em alguns casos, a imagem de tomografia computadorizada apresenta deformações que afetam a visualização da anatomia do paciente e, conseqüentemente, prejudicam a impressão do biomodelo, o que inviabiliza o uso clínico do mesmo.

Esta deformação das imagens tomográficas ocorre sempre que o paciente possui algum tipo de objeto metálico em seu corpo. No caso das tomografias odontológicas, temos como exemplo: restauração amalgama, implantes dentários, coroas, aparelhos ortodônticos, projéteis de bala ou qualquer material de alta densidade que esteja alojado no crânio do paciente.

Para os casos em que a tomografia apresenta a referida deformação, faz-se necessária a intervenção manual de um operador de maneira a modelar aquela informação discrepante baseando-se na análise visual e comparativa de outros modelos já trabalhados ou conhecimento da anatomia humana. Esse tipo de intervenção possui vários aspectos negativos, dentre eles, dois mais relevantes: o primeiro consiste na perda significativa de informações da imagem, pois o biomodelo assumirá características não presentes na imagem original; o outro reside no excesso de tempo gasto com esta atividade, uma vez que esta modelagem/correção é realizada gradativamente, ou seja, feita fatia a fatia.

1.4 Objetivos

A existência de objetos de alta densidade em imagens de tomografia computadorizada é causadora de efeitos indesejados nas imagens de tomografia (os artefatos) e, assim, impedem a visualização e impressão dos biomodelos com precisão. Desta forma, compreende-se que a redução dos efeitos de distorção das estruturas características destes artefatos, tende a eliminar a perda de informações inerentes a qualquer processo manual e ainda minimiza o tempo de processamento para impressão dos biomodelos.

Objetivo Geral

Desenvolver uma ferramenta para automatizar a redução de artefatos provocados por objetos metálicos em imagens de tomografia computadorizada.

Objetivos Específicos

- Diminuir o tempo gasto no processo de redução de artefatos;
- Aplicar um método para redução de artefato metálico de baixo custo computacional;
- Comparar desempenho de diferentes técnicas de interpolação.

2 Fundamentação Teórica

Este capítulo aborda os conceitos intrínsecos ao problema proposto nesta pesquisa. Nele serão descritas as definições básicas desde o processo de aquisição de imagens tomográficas até as etapas posteriores essenciais para compreensão da geração de artefatos metálicos, além dos métodos para redução destes artefatos.

2.1 Princípios da Aquisição de Imagens Médicas

As imagens médicas, na sua grande maioria, são geradas a partir da exposição do corpo a um determinado tipo de radiação eletromagnética e, conforme Birkfellner (2015), esta radiação é composta por elementos quânticos chamados de fótons, denotados pela Equação 2.1 descrita abaixo:

$$E = hv \quad (2.1)$$

Nesta Equação, temos que h é a Constante de *Planck*, dada por $6,62607004 \times 10^{-34} Js$, cuja unidade é *Joule-second*. A variável v é a frequência dos fótons, ou seja, o número de oscilações de uma onda por segundo, cuja unidade é dada em Hertz. Vale lembrar que Hertz também é medida em tempo $1HZ = \frac{1}{s}$. O produto da ação e frequência é, portanto, uma energia: $\frac{Js}{s} = J$

Para a frequência dos fótons, Birkfellner (2015) apresenta na Tabela 2.1 a classificação dos diferentes tipos de radiação eletromagnética:

O tubo de Raio-X, de acordo com Khan (2014), consiste de um invólucro de vidro lacrado a vácuo onde em uma extremidade encontra-se o cátodo (eletrodo negativo) e, na outra, o ânodo (eletrodo positivo), ambos hermeticamente selados. Khan (2014) complementa que o cátodo é um filamento de tungstênio¹ que, quando aquecido, emite prótons (fenômeno conhecido como emissão termiônica). O ânodo por sua vez, consiste em uma haste de cobre densa que fica anexada na ponta do filamento de tungstênio.

A faixa correspondente aos raios-x possui ampla aplicação no campo das imagens médicas usado em máquinas de raios-x convencionais e tomógrafos, por exemplo.

¹A escolha do Tungstênio como material para os tubos de raio-x se dá pelo alto número atômico e ponto de fusão, (KHAN, 2014).

TABELA 2.1 – Classificação das radiações eletromagnéticas por frequência

01 à 10^4 Hz	Corrente Alternada (AC): Utilizado em tomografias por impedância elétrica.
10^4 Hz à 10^8 Hz	Radiofrequência: geralmente usado Ressonância Magnética. Excelente aquisição de volume 3D em tecidos moles.
10^8 Hz à 10^{12} Hz	Micro-ondas: não tem relevância para aplicações médicas.
10^{12} Hz à 7×10^{14} Hz	Infravermelho: utilizado em aplicações médicas específicas.
$4,6 \times 10^{14}$ Hz à $6,6 \times 10^{14}$ Hz	Faixa usada em luzes microscópicas e endoscopia.
4×10^{14} Hz à 10^{18} Hz	Radiação Ultra Violeta (UV).
10^{18} Hz à 10^{20} Hz	Raios-x: possivelmente o mais importante tipo de radiação para imagens médicas.
Acima de 10^{20} Hz	Radiação-y: faixa normalmente atribuída a produtos radioativos.

Fonte: Birkfellner, 2015 - Applied Medical Image Processing

Destaca-se que certas características anatômicas nas imagens de raios-x são facilmente percebidas. Em um Raio-X de tórax, por exemplo, as costelas são mostradas como uma estrutura mais clara na imagem. Isso ocorre porque elas atenuam os raios-x mais fortemente do que o tecido mole ao seu redor e, deste modo, entende-se que em uma radiografia convencional, o volume tridimensional de um corpo é comprimido ao longo da direção do raio para uma imagem bidimensional. Toda estrutura óssea e tecidos são sobrepostos, o que conseqüentemente ocasiona uma redução significativa dos detalhes do objeto estudado. O reconhecimento das limitações da radiografia convencional levou ao desenvolvimento da tomografia.

De acordo com Webb (1988) e Lisle (2007), Tomografia Computadorizada é uma técnica pela qual imagens em cortes transversais são obtidas por meio do Raio-X. A fonte e o detector destes raios são movidos em conjunto no plano que se deseja estudar. Em diversos ângulos, compreende-se que existirão várias linhas unindo fonte-detector, cujo um feixe de prótons é emitido sendo atenuado ao atravessar o corpo do paciente e posteriormente detectado. Como dito, isso ocorre em vários ângulos.

Os dados necessários para reconstrução da imagem são resultantes da medida dos dados transmitidos entre emissor e detector através do corpo do paciente. Com isso, após um feixe colimado (de várias partículas com trajetórias paralelas) de fótons atravessar um corpo por uma distância x , este será atenuado e, conforme Webb (1988), sua intensidade pode ser obtida por meio da Equação 2.2.

$$I(x) = I_0 \exp(-\mu x) \quad (2.2)$$

se o corpo for homogêneo. Onde I_0 é o número de fótons incidentes no material por unidade de tempo, I é a intensidade de fótons que saem do material que é dado em unidades de absorção molar $Lmol^{-1}cm^{-1}$ (ou $M^{-1} \cdot cm^{-1}$), x é a distância percorrida pelo feixe e μ é o **coeficiente de atenuação linear e está diretamente ligada à densidade do material**. A Tabela 2.2 mostra os principais coeficientes de atenuação para estruturas do corpo humano.

TABELA 2.2 – Valores para Coeficientes de Atenuação

Material	Coeficiente de atenuação linear
μ_{ar}	0
μ_{sangue}	$0.48cm^{-1}$
$\mu_{músculo}$	$0.180cm^{-1}$
μ_{osso}	$0.178cm^{-1}$

Fonte: Webb, 1988 - The Physics of Medical Imaging

Birkfellner (2015) destaca que a atenuação dos raios-x acontece, em geral, por três efeitos: o **fotoelétrico**, o **compton**² e a **produção de pares**. Desta forma, o μ pode ser descrito por: $\mu = \mu_{Photo} + \mu_{Compton} + \mu_{Pair}$.

Para casos onde o corpo não é homogêneo, a relação da Equação 2.2 deverá ser alterada, assumindo a forma descrita na Equação 2.3 a seguir:

$$I(x) = I_0 \exp\left(-\sum i\mu x\right) \quad (2.3)$$

Birkfelner (2015) resume o processo de aquisição de uma tomografia como: a emissão de um feixe de raio-x colimado que penetra uma fatia do corpo do paciente, tendo do outro lado um detector que medirá a intensidade do feixe residual atenuado de acordo com a Equação de atenuação 2.3. Em seguida, é realizada uma pequena rotação (normalmente um grau), onde o tubo e o detector se ajustam para que o mesmo procedimento seja realizado outra vez. Consequentemente, várias projeções em diferentes direções são armazenadas e uma integral bidimensional de atenuação é obtida, ou seja uma projeção.

A reconstrução de uma imagem bidimensional a partir de um perfil de intensidade pode ocorrer de várias maneiras. Nos tópicos a seguir compreenderemos melhor o processo de reconstrução das imagens tomográficas e conheceremos a Transformada de Radon, descoberta em 1917, conforme Birkfellner (2015) é a forma mais comum de se realizar a reconstrução destas imagens.

² Espalhamento de fótons por elétrons livres.

2.2 Transformada de Radon

Conforme vimos no tópico anterior, se as projeções de todos os ângulos de uma imagem bidimensional tiverem intensidade conhecida, esta poderá ser reconstruída a partir destas projeções, conforme conceito básico do matemático J. Radon.

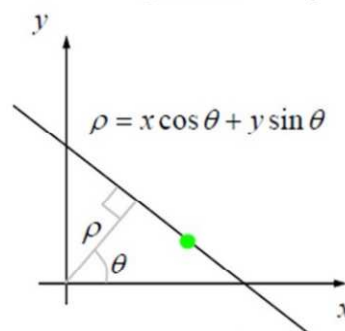
Teoricamente procura-se encontrar a função f , uma vez que sejam conhecidas as integrais de linha (que define uma projeção) ao longo de infinitas direções do plano. Na prática, é claro, tem-se amostragem dessas integrais apenas para um número finito de direções. Uma fatia do corpo humano pode ser interpretada como uma distribuição bidimensional do coeficiente de atenuação $\mu(x, y)$. Birkfellner (2015) denota este coeficiente como uma função na forma $f(x, y)$, os raios através desta fatia têm diferentes ângulos e distâncias da origem.

Detalharemos o processo matemático demonstrado por Gonzalez e Woods (2007) para compreensão da Transformada de Radon e, conseqüentemente, do processo de reconstrução de imagens de tomografia computadorizada por raios-x.

Considerando que uma linha reta em coordenadas cartesianas pode ser descrita na forma inclinação-intersecção, $y = \alpha x + b$ ou, conforme Figura 2.1, podemos compreender a representação normal da Equação 2.4:

$$x \cos \theta + y \sin \theta = \rho \quad (2.4)$$

FIGURA 2.1 – Trajetória de raio na geração da projeção



Fonte: Gonzalez e Woods, 2007 - Digital Image Processing

A projeção de um feixe de raios paralelos pode ser formada por um conjunto dessas linhas, como mostra a Figura 2.2. Nela percebemos que um ponto arbitrário no sinal de projeções é dado pela soma de raios ao longo da linha. Sob o ponto de vista contínuo, a soma de raios é uma integral de linha $x \cos \theta_k + y \sin \theta_k = \rho_j$, dada pela Equação 2.5.

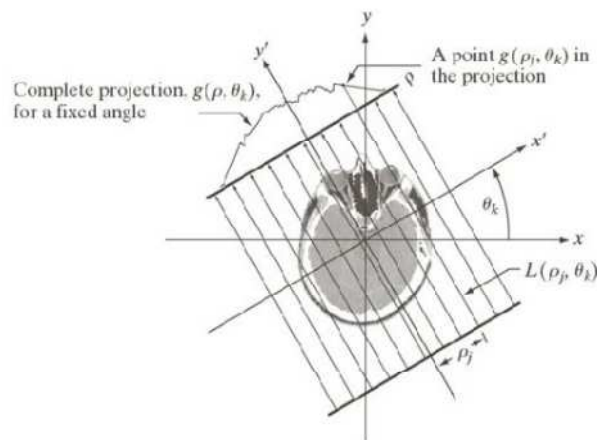
$$g(\rho_j, \theta_k) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta_k + y \sin \theta_k - \rho_j) dx dy \quad (2.5)$$

Nesta Equação utilizam-se as propriedades do impulso δ . Assim, o lado direito da Equação 2.5 é zero a não ser que o argumento de δ seja zero, indicando que a integral é calculada apenas ao longo da linha $x \cos \theta_k + y \sin \theta_k = \rho_j$. Considerando todos os valores de ρ e θ da Equação anterior é gerada a Equação 2.6 a seguir:

$$g(\rho, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - \rho) dx dy \quad (2.6)$$

Esta Equação, que dá a projeção, ou integral linha, de $f(x, y)$ ao longo de uma linha arbitrária no plano xy , é a *Transformada de Radon*. A notação $\mathfrak{R}\{f(x, y)\}$ ou $\mathfrak{R}(f)$ por vezes é utilizada no lugar de $g(\rho, \theta)$ na Equação 2.6.

FIGURA 2.2 – Geração da projeção através de linhas em ângulo específico



Fonte: Gonzalez e Woods, 2007 - Digital Image Processing

Como ficará claro na análise a seguir, a Transformada de Radon representa a base da reconstrução a partir de projeções, com a tomografia computadorizada sendo sua principal aplicação na área do processamento de imagens. No caso discreto, a Equação 2.6 assume forma da Equação 2.7:

$$g(\rho, \theta) = \int_{x=0}^{M-1} \int_{y=0}^{N-1} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - \rho) \quad (2.7)$$

Nesta Equação x , y , ρ e θ agora são variáveis discretas. Se mantivermos θ fixo e

permitirmos que ρ varie, veremos que a Equação 2.7 simplesmente soma os píxels de $f(x, y)$ ao longo da linha definida pelos valores especificados desses dois parâmetros. Incrementar todos os valores de ρ necessários para incluir a imagem, com θ fixo, resulta em uma projeção. Alterar θ e repetir o procedimento anterior resultam em outra projeção e assim por diante. As projeções são geradas desta forma.

2.3 Retroprojeção Simples e Filtrada

Sempre que houver um número de projeções suficiente para gerar uma quantidade de dados no domínio espectral descrito pelas coordenadas (ux, uy) , é possível aplicar a Transformada Bidimensional de *Fourier* para reconstruir os valores de atenuação. Este processo é chamado por Malecki e Herzen (2015) de retroprojeção ou retroprojeção simples. A representação matemática do processo de retroprojeção é realizada por Gonzalez e Woods (2007), inicialmente destacando-se que é possível obter a imagem final por meio da integração de todas as imagens retroprojetadas com o uso da Equação 2.8:

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} f_{\theta}(x, y) d\theta \quad (2.8)$$

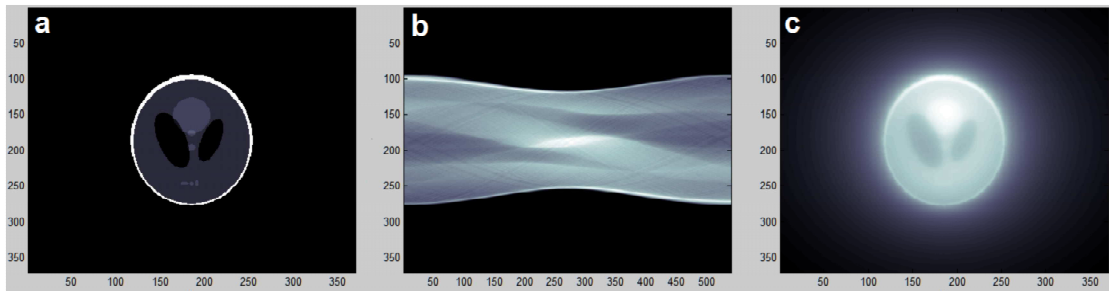
No caso discreto, a integração se torna uma soma de todas as imagens retroprojetadas e a Equação 2.8 assume as características descritas na Equação 2.9 a seguir:

$$f(x, y) = \sum_{\theta=0}^{\pi} f_{\theta}(x, y) \quad (2.9)$$

As imagens da Figura 2.3 foram geradas com base na Equação 2.8. Percebe-se como características que estas imagens apresentam borramento significativo após retornar ao domínio espacial. É evidente que os resultados deste processo não são clinicamente aceitáveis. Gonzalez e Woods (2007) acrescentam ainda que sistemas experimentais de TC mais antigos eram baseados nestas equações, mesmo assim é possível obter resultados mais eficientes com uso retroprojeção filtrada.

O borramento da imagem e perda de características observado no processo de retroprojeção simples é passível de resolução se executado em conjunto com filtro. Para Malecki e Herzen (2015), a aplicação de um filtro em cada ponto da projeção é necessária para reduzir as distribuições dos pontos vizinhos. Uma maneira de fazer

FIGURA 2.3 – Retroprojeção simples



Modificado de: <https://www.mathworks.com> - CT reconstruction package
(a) Phantom; (b) Sinograma; (c) Retroprojeção simples.

isso consiste em substituir a projeção simples, basta para tal, substituir a projeção com altas frequências filtrada $h_{\theta}(r)$, que é definido pela Equação 2.10:

$$h_{\theta}(r) = \int_{-\infty}^{\infty} P_{\theta}(u)(u)e^{2\pi iur} du \quad (2.10)$$

De um ponto de vista teórico, isso faz-se necessário para que haja a transformação das coordenadas de retangular para polar. Isso pode ser considerado uma convolução no domínio espacial de acordo com o teorema de convolução descrito na Equação 2.11:

$$h_{\theta(r)} = \int_{-\infty}^{\infty} P_{\theta}(z)k(r-z) dz \quad (2.11)$$

A função k é chamada de núcleo da convolução ou núcleo da reconstrução e pode ser otimizada para necessidades especiais em uma reconstrução. A Equação resultante 2.12 para reconstrução pode ser estabelecido da seguinte forma:

$$\mu(x, y) = \int_0^{\pi} d\theta [P_{\theta}(r) * k(r)]_{r = x \cos \theta + y \sin \theta} \quad (2.12)$$

Onde $p_{\theta}(r)$ são as projeções p , que então são convoluída com o núcleo da reconstrução $k(r)$. Malecki e Herzen (2015) destacam ainda que quanto maior o número de ângulos, melhor será o resultado da reconstrução. Recomenda-se o uso de pelo menos $\pi/2$ ângulos diferentes para obter um resultado satisfatório, o que equivale a uma amostra de píxel de 180° de rotação sobre o objeto.

2.4 Segmentação de Imagens Médicas

Segmentação é o particionamento de uma imagem em regiões significativas, para distinguir objetos ou regiões de interesse das demais regiões (DOUGHERTY, 2009). A segmentação é uma etapa essencial para as etapas posteriores de processamento, descrição, reconhecimento ou classificação da imagem. Não só para as imagens médicas, mas em qualquer área de estudo, a segmentação de imagens é um campo amplo e em constante desenvolvimento.

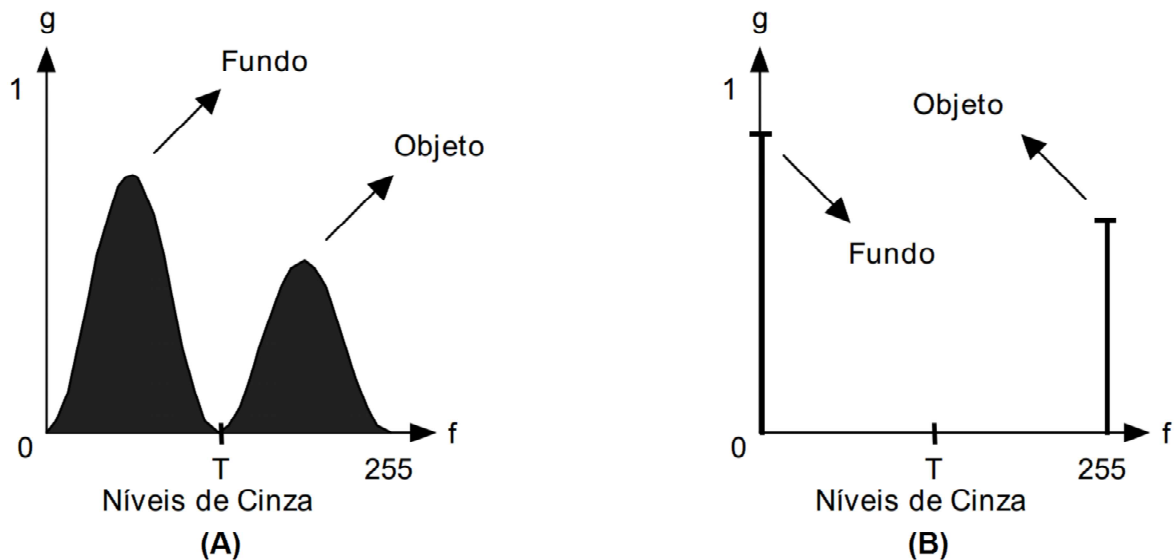
Em um sistema de reconhecimento de padrões, a segmentação é normalmente a primeira etapa, uma vez que deste modo é possível isolar o objeto de interesse do restante da imagem. Para Dougherty (2009) e Bankman (2000), a segmentação permite distinguir, patologias de tecidos normais, como um tumor, por exemplo. É possível ainda, em imagens de tomografia ou ressonância, detectar órgãos: o cérebro, coração, pulmão, etc, baseadas em seus coeficientes de atenuação ou valor de intensidade dentro desta imagem.

Ao tratar-se de segmentação em processos de redução de artefatos metálicos, Mouton et al (2013) e Gjestebj (2016) destacam que os métodos de segmentação mais utilizados são a limiarização ou duas outras técnicas mais sofisticadas, que são *Means-Shift* e *MIMS*. Mouton et al (2013) descrevem ainda que a limiarização é o método mais amplamente utilizado para distinguir objetos metálicos de não metálicos e por este motivo está presente na maioria dos métodos de redução de artefatos. Dar-se-á maior ênfase ao método de limiarização e em seguida uma breve explicação sobre os dois métodos utilizados.

2.4.1 Segmentação por Limiarização (*Thresholding*)

Em diversas aplicações de processamento de imagens os níveis de cinza pertencentes a um objeto são completamente diferentes dos níveis de cinza do segundo plano, em tomografias computadorizadas não é diferente. Tendo feito esta observação, Vaithegi (2016) ressalta que essa condição faz do método de limiarização, uma simples e efetiva ferramenta para separar objetos no primeiro plano do segundo plano, é possível dividir os pixels de uma imagem em dois grupos de acordo com seus níveis de cinza (objeto e fundo). Pelo fato da limiarização produzir uma imagem binária como saída, este processo, muitas vezes, também é referenciado como binarização. A forma mais simples de limiarização consiste na bipartição do histograma, convertendo os pixels cujo tom de cinza é maior ou igual a um certo valor de limiar (T) em brancos e os demais em pretos, tal qual descrito na Figura 2.4, com o histograma da imagem original e o histograma após limiarização.

FIGURA 2.4 – Limiarização de imagem monocromática utilizando limiar T



Fonte: Filho e Neto, 2009 - Processamento Digital de Imagens
 (A) Histograma da imagem original; (B) Histograma da imagem binarizada.

No caso de níveis de cinza divididos basicamente em duas classes, onde o histograma apresenta dois picos e um vale, a limiarização é trivial (FILHO e NETO, 1999). Matematicamente a operação de limiarização pode ser descrita como uma técnica que processa uma imagem de entrada com $f(x, y)$ de N níveis de cinza e produz uma saída $g(x, y)$, cujo número de níveis de cinza é menor que N .

$$g(x, y) = \begin{cases} 1, & \text{se } f(x, y) \geq T \\ 0, & \text{se } f(x, y) < T \end{cases}$$

Baseado neste conceito, Mouton et al (2013) cita que a limiarização explora o fato de que os valores de intensidade em uma tomografia dos objetos metálicos são extremamente altos em relação a outros materiais. A limiarização produz resultados razoáveis, para uma segmentação mais precisa, são utilizados algoritmos mais complexos como os descritos nos tópicos a seguir.

2.4.2 Demais Técnicas para Segmentação em Algoritmos *MAR*

Segmentação por *means-shift*: é um método não supervisionado e não paramétrico para estimar o gradiente de uma função de probabilidade, tendo dados amostrados e, conforme Schardong (2013), foi utilizado por muito tempo em reconhecimento

de padrão e filtragem de dados mas se popularizou em 1995 com Cheng e Yizong no agrupamento de dados e localização de modas de uma função de probabilidade (CHENG, 1995) e posteriormente de forma mais específica em segmentação e suavização de imagens.

A principal aplicação do *Mean Shift* é a localização dos máximos locais da função de probabilidade $f(\vec{x})$. O *Mean Shift* da forma como foi criado por Fukunaga (1975), estima que o gradiente $\nabla f(\vec{x})$ desta função, por tanto para obter os máximos locais basta calcular as raízes do gradiente da função de probabilidade. Os máximos da função de probabilidade f são as regiões do espaço de características onde a densidade de pontos é mais alta.

A segmentação pelo máximo de informações mútuas: também conhecido como *Mutual Information Maximised Segmentation* (MIMS) é, segundo Chen (2012), uma técnica mais sofisticada e que normalmente apresenta melhor resultado que as técnicas de *cluster* convencionais *Means-Shift*. Faz uso do máximo de informação mútua (*MMI*) para segmentação otimizada e utiliza como critério de classe a diferença de informação mútua (*DMI*). Quando o *DMI* é menor que o limiar escolhido, o processo de segmentação converge para um *DMI* teórico. Quando ocorrer do *DMI* convergir para o mínimo local e o *MI* convergir para um o máximo de forma síncrona, a segmentação local ótima é alcançada.

Maiores detalhes sobre os métodos de segmentação *Mean Shift* e *Information Maximised Segmentation* estão descrito em Fukunaga (1975) e Chen (2012) respectivamente.

2.5 Reconstrução de TC

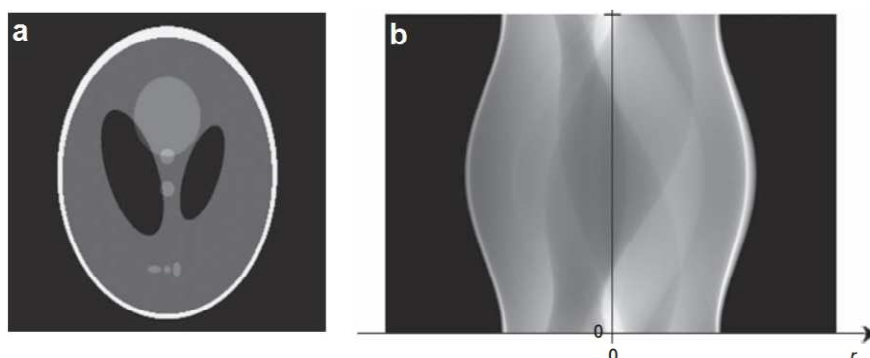
Existem vários algoritmos e técnicas que podem ser usados para reconstrução de imagens a partir uma projeção. Hoje, conforme sintetizado por Candido (2009), existem basicamente dois métodos para reconstrução de imagens tomográficas: o método analítico (método das transformadas), que consiste em aproximar a fórmula analítica da transformada inversa de Radon, e o método iterativo que consiste em discretizar a Transformada de Radon, aproximando a integral de linha e calculando a solução do sistema linear por meio iterativo.

Dentro do método analítico existem vários algoritmos com a finalidade de reconstruir imagens a partir de projeções adquiridas. Vastamente aplicado em TC, PET e SPTEC, o algoritmo da retroprojeção (filtrada) é o mais comum, conforme afirmado por Dougherty (2009). A retroprojeção é um método clássico de reconstrução de

imagens, onde projeções unidimensionais são coletadas ao longo de várias direções, assim como cada fornecimento de informação do total de atenuação ao longo destes caminhos. Após esta coleta são projetados de volta, ou seja, adicionados para a reconstrução da imagem original.

Em Dougherty (2009), vemos que a Transformada de Radon descreve uma função em termos da projeção. O mapeamento da função para a projeção é a Transformada de Radon e a reconstrução da função a partir da projeção é a Transformada Inversa de Radon. Quando a Transformada de Radon é exibida com distância e ângulos definidos como coordenadas retilíneas, o resultado é chamado de sinograma, similar ao espectro de Fourier. Tal qual a Transformada de Fourier, o sinograma deve conter os dados necessários para a reconstrução $f(x, y)$ (GONZALEZ e WOODS, 2007). Em resumo, a projeção é a visualização obtida a partir de cada ângulo e o sinograma é o conjunto destas projeções. Considera-se ainda o sinograma com a representação de uma imagem no domínio da projeção conforme visto na Figura 2.5 a seguir:

FIGURA 2.5 – Modelo de Shepp-Logan e seu respectivo sinograma



Fonte: Birkfellner, 2015 - Applied Medical Image Processing (a) Phantom Shepp-Logan; (b) Sinograma do Phantom Shepp-Logan.

A medida da projeção é representada pela função $P(r, \theta)$, com r sendo a distância percorrida pelo raio e θ o ângulo de disparo. As projeções são adquiridas por diferentes valores de θ de 0° até 360° .

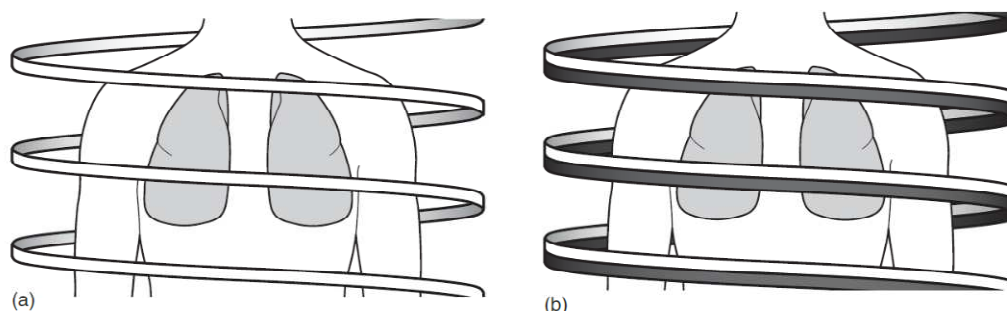
Lisle (2007) destaca que a partir da década de 90 foi consolidado o uso da tecnologia helicoidal e proporcionando derivações como tomógrafos helicoidais *multislice* tal qual ilustrado na Figura 2.6. Em alguns protocolos de imagens faz-se necessário o uso de pitch³ acima da razão de 1:1⁴, observa-se que, as imagens efetivas apresentam espessura maior que a nominal, resultado do incremento na aquisição espiral. Para evitar que a espessura dos cortes apresentem variações muito amplas, alguns equipamentos realizam aquisição de dados em 180 ângulos apenas, ou seja, o tubo

³ O pitch equivale a razão entre o deslocamento da mesa e a espessura do corte.

⁴ Em imagens helicoidais o pitch é 1:1.

se movimenta em 180 graus. Os 180 graus restantes são calculados via interpolação com base nas informações adquiridas nos primeiros 180 graus.

FIGURA 2.6 – Tomografia Computadorizada Helicoidal



Fonte: Lisle, 2007 - Imaging for Students

(a) Aquisição com uma linha; (b) Aquisição com múltiplas linhas

2.6 Técnicas para Redução de Artefatos

Tal qual descrito no capítulo introdutório, existem diferentes métodos para redução de artefatos metálicos. Com base na constante evolução das pesquisas voltadas para este campo novos métodos surgem a cada ano. Mouton et al (2013) aborda de uma forma geral os métodos como: *Método de correção da projeção (ou sinograma), método iterativo, método híbrido e métodos diversos*. Esta definição consta em boa parte da literatura acerca deste tema. Já Gjesteby (2016) complementa esta definição analisando de forma mais detalhada os *métodos diversos* e diversos outros fatores que podem influenciar na geração destes artefatos, gerando assim, novas categorias de métodos. Sob esta perspectiva, podemos classificar então os métodos para redução de artefatos como: *Otimização do implante metálico, aperfeiçoamento da aquisição, pré-processamento baseado em fatores físicos, correção da projeção (ou sinograma), reconstrução iterativa e pós-processamento da imagem*. Com base nesta análise, os métodos em questão serão melhor detalhados nos tópicos a seguir.

2.6.1 Otimização do implante metálico

As informações técnicas descritas até agora reforçam que a presença de um objeto metálico durante a varredura de um tomógrafo gera atenuação do raios-x e conseqüentemente a deformação dos dados na imagem capturada. Deste modo, a maneira mais prática de se resolver esta interferência seria extrair o objeto do campo do volume capturado durante o processo de aquisição. Ao lidar com pacientes, esta solução

torna-se impraticável, de forma para tal procedimento é necessária intervenção cirúrgica. Assim, Gjesteby (2016) aponta que muitos estudos tem focado na avaliação de imagens com artefatos produzidos por diferentes tipos de metais com o intuito de identificar o melhor implante com menor atenuação. Estudos desta natureza permitiram, por exemplo, determinar que a utilização de cliques cirúrgicos de Titânio ou aço inoxidável em hemostasia geram bem menos artefatos do que os cliques de Tântalo.

2.6.2 Aperfeiçoamento da aquisição

Dentre os métodos para redução de artefatos, podemos citar o aperfeiçoamento da aquisição como um dos mais simples. Uma das técnicas está relacionada ao ajuste de parâmetros e modo de aquisição das imagens. Uma forma de melhorar a aquisição de dados é simplesmente realizar varredura ao redor do objeto ou obter os dados a partir de um ângulo específico. Us (2013) cita que o grau de inclinação da mandíbula influencia diretamente na geração artefatos por objetos metálicos em tomografias odontológicas. Gjesteby (2016), por sua vez, aponta que em outro estudo, realizar uma inclinação de 5 a 15 graus no joelho, ajuda a melhorar a qualidade da imagem capturada onde um objeto metálico esteja presente. Diversos outros ajustes podem ser utilizados com esta finalidade. Outro exemplo é expandir a escala da tomografia para a janela máxima de 4.000 para 40.000 HU, para minimizar os artefatos de implantes de fêmur e melhorar o poder de diagnóstico. Isso ocorre porque objetos metálicos com altos coeficientes de atenuação, tem valores que vão até 20.000 HU, ou seja, numa janela padrão de 4.000 HU, os dados são cortados e conseqüentemente ficarão distorcidos.

2.6.3 Pré-processamento baseado em fatores físicos

Este método realiza o pré-processamento com o objetivo de modelar as causas físicas dos artefatos metálicos, de maneira que os mesmos geram efeitos dos tipo: ruído, espalhamento, endurecimento de feixe e efeito de volume parcial. Ele visa corrigir os dados no traço metálico para melhorar a reconstrução. Este método normalmente trabalha em conjunto com reconstrução iterativa, reduzindo os artefatos e tentando preservar a resolução espacial. No que diz respeito à supressão de artefatos do tipo ruídos, Gjesteby (2016) descreve a existências de métodos desta natureza ao combinar uma filtragem adaptativa com reconstrução algébrica, de forma que pode reduzir de 30 a 60% em regiões não cilíndricas para o tipo espalhamento e endurecimento de feixe.

2.6.4 Correção de projeção

Atualmente o método mais comum para redução de artefatos, conforme Gjestebly (2016) e Mouton et al (2013) está representado na **Correção de Projeções**. Ele se baseia na ideia de que frequentemente os dados nos traços metálicos estão completamente corrompidos ou ausentes, então novos dados de projeção devem ser sintetizados para completar o sinograma. Esta categoria também é conhecida como método de interpolação porque faz uso da interpolação para substituir estes valores. Além da utilização da interpolação, algumas técnicas incorporam a criação de um sinograma prévio com base em estimativa dos dados para substituir os dados corrompidos no sinograma original.

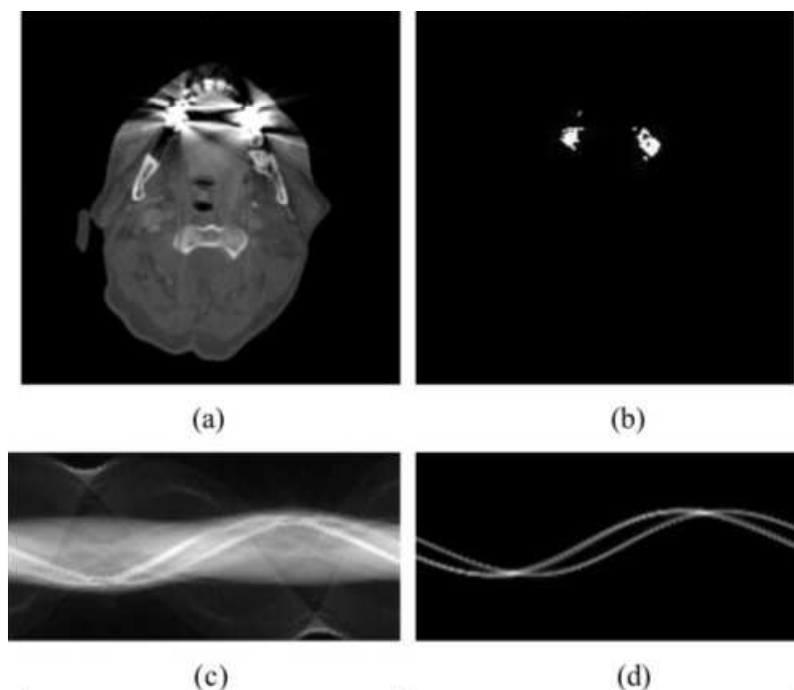
O método de interpolação é o mais direto e com menor exigências de recursos computacionais, entretanto, o sucesso deste método pode variar de caso para caso. Quanto maior o número de objetos de alta densidade, menor será o grau de redução de artefatos. Segundo Gjestebly (2016) é possível observar que a borda do objeto metálico representa uma nítida descontinuidade no gradiente da projeção, de forma a se substituir os valores corrompidos entre as bordas do objeto metálico. A substituição ocorre por processo de interpolação linear e uma vez reconstruída a imagem os artefatos são suprimidos e a estrutura óssea ficará visível. É importante destacar que os dados são estimados, sendo assim, embora resulte em uma estrutura mais homogênea, não será uma representação exatamente precisa dos dados originais. Outras pesquisas sugerem também o uso da interpolação polinomial nas projeções vizinhas e deste modo, eliminar os artefatos do tipo espalhamento sem afetar outras áreas, porém um efeito colateral deste processo é a geração de novos artefatos.

O processo de substituição dos dados corrompidos via interpolação linear está descrito por Abdoli et al (2011). A Figura 2.7 mostra uma projeção afetada por artefatos metálicos. Na Figura 2.7(a) temos a imagem de tomografia computadorizada original enquanto na Figura 2.7(c), sua representação no domínio da projeção (sinograma). Já a Figura 2.7(b) contém apenas o objeto metálico segmentado por intermédio da técnica de limiarização e a Figura 2.7(d) corresponde ao seu sinograma.

Realizando a comparação entre estes dois sinogramas é possível observar no sinograma original a área correspondente ao objeto metálico.

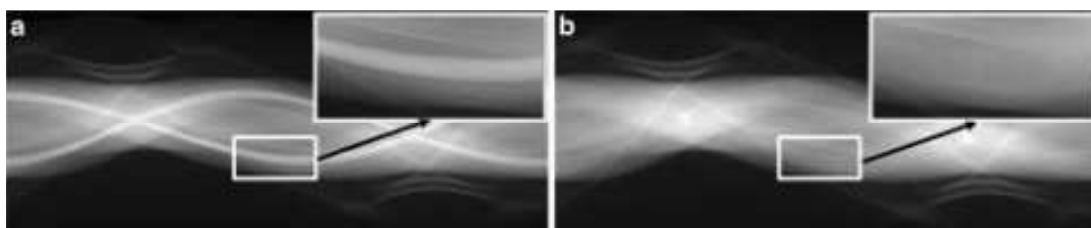
O resultado do processo de interpolação pode ser observado na Figura 2.8, onde os valores correspondentes ao traço metálico são substituídos por valores da vizinhança por meio de interpolação linear. A Figura 2.8(a) mostra um sinograma original e a Figura 2.8(b) exhibe o sinograma corrigido, ou seja, interpolado.

FIGURA 2.7 – Projeção afetada por artefato metálico



Fonte: Abdoli et al, 2010 - Reduction of dental filling metallic artifacts in CT-based attenuation correction of PET data using weighted virtual sinograms optimized by a genetic algorithm

FIGURA 2.8 – Interpolação em sinograma



Fonte: Abdoli et al, 2011 - Reduction of Artefacts caused by hip implants in CT-based attenuation-corrected PET images using 2-D interpolation of a virtual sinogram on an irregular grid

(a) Sinograma corrompido; (b) Sinograma interpolado.

2.6.5 Reconstrução iterativa

O método de reconstrução iterativa, conforme já foi citado anteriormente, vem ganhando destaque nas iniciativas para redução de artefatos metálicos. Este método inicia o processo de reconstrução com uma imagem simulada e compara as projeções desta imagem com os dados de projeções da tomografia que foram realmente medidos. O objetivo é minimizar o erro entre esses sinogramas otimizando uma função objetiva que guie a reconstrução (GJESTEBY, 2016). Para este método são observa-

das três características:

- *Prevenção de dados corrompidos*: identifica-se que o subconjunto de projeções com dados corrompidos pelo objeto metálico são completamente ignorados. Neste método, o problema de redução de artefato é tratado como um problema exterior, e usa dados que estejam fora do traço metálico para alcançar a reconstrução.
- *Compensação estatística*: ao invés de excluir explicitamente os dados afetados pela presença do objeto metálico, pode ser empregada uma função estatística que reduz os dados através do objeto de metal, mas ainda os mantendo no processo de reconstrução iterativa.
- *Utilização do conhecimento*: o método de reconstrução iterativa envolve dados incompletos e podem ser melhorados com fatores adicionais, sensores comprimidos e modelos de componentes conhecidos.

2.6.6 Pós-processamento de imagem

É comum utilizar esta abordagem aliada ao método de reconstrução e por esse motivo, Mouton et al (2013) a classifica como método híbrido, mas algumas pesquisas tratam este como um método isolado. Essa abordagem para redução de artefatos acontece no domínio da imagem e processa as fatias após a imagem ser reconstruída, sem acesso aos dados brutos da projeção; por este motivo, é o método menos popular para redução de artefatos. Conforme destacado por Gjesteby (2016), o uso desta técnica isoladamente não gera efeito expressivo.

2.7 Métodos de Interpolação

Interpolação é o processo que faz uso de dados conhecidos para estimar valores desconhecidos (GONZALEZ E WOODS, 2007). A interpolação é um recurso básico do processamento de imagens digitais. Ela é frequentemente utilizada em várias aplicações: rotacionar, corrigir falhas reométricas, reduzir ou ampliar uma imagem. Um exemplo prático constitui-se no redimensionamento de uma imagem com o tamanho 500 x 500 pixels para 750 x 750 pixels. O processo de redimensionamento reorganizará a posição dos pixels e utilizará a interpolação para estimar os dados entre os pixels da imagem original. Conforme Dourado (2014), o maior desafio da interpolação é melhorar a resolução espacial preservando as informações originais sem acréscimo

de novos artefatos à imagem. Contudo, quanto mais complexa a técnica utilizada, mais recurso computacional será exigido. No campo da imagens médicas é comum a utilização de técnicas de interpolação para geração de imagens. Em tomografia computadorizada ou ressonância magnética a reconstrução de imagem requer interpolação para aproximar as funções discretas a serem retroprojetadas pela transformada inversa de Radon.

Existem várias técnicas com abordagens diferentes para interpolação. Dourado (2014) cita que as técnicas de interpolação podem ser divididas em: Lineares, Não-Lineares e Técnica de Transformadas. Neste trabalho, no entanto, será dada ênfase apenas às Técnicas Lineares. Para Gonzalez e Woods (2007), esse tipo de interpolação realiza-se utilizando valores de uma vizinhança ou uma operação pré-definida realizada sobre os pixels da imagem e nesta categoria estão incluídas as técnicas clássicas, como: interpolação por vizinho mais próximo (VMP), linear, cúbica, Lagrange, Newton, *B-spline* e etc. Todavia, conforme descrito por Lehmann et al (1999), as técnicas: VMP, linear e cúbica, são empregadas com frequência em aplicações de imagens médicas.

Tal qual descrito anteriormente no tópico 2.5, nas tomografias helicoidais são obtidos dados apenas nos primeiros 180 graus do volume escaneado e os 180 graus restantes são adquiridos via técnica de interpolação para construção da projeção completa, ou seja, com 360 graus. Lee e Jin (2015) destacam que a interpolação linear é a técnica mais utilizada durante a reconstrução de tomografias computadorizadas helicoidais, e que a escolha deste método se dá pelo desempenho superior em tempo de aquisição perante outras técnicas. Lee e Jin (2015) realizam ainda uma comparação da entre a interpolação linear e as interpolações: bilinear, spline e cúbica.

Baseados nos estudos de Lehmann et al (1999) e Lee e Jin (2015), abordaremos nesta pesquisa as técnicas de interpolação: linear, vizinho mais próximo e cúbica (spline cúbica e cúbica hermitiana), cujas mesmas serão descritas a seguir:

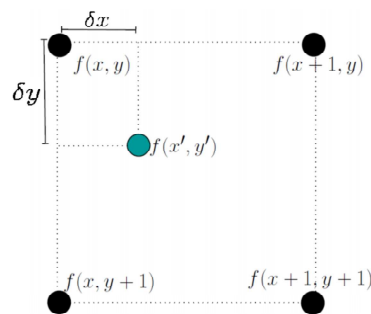
2.7.1 Interpolação por vizinho mais próximo

O método de interpolação Vizinho mais próximo (VMP) é tido como o mais simples de implementar, porém é aquele que apresenta resultado menos expressivo devido ao seu nível de distorções em imagens com maior nível de detalhes. De acordo com Lehmann et al (1999) e Dourado (2014), a ideia dessa técnica é atribuir ao novo valor interpolado o valor do nível de cinza do píxel mais próximo da imagem original, como mostrado na Figura 2.9. Esta interpolação é expressa pela Equação 2.13, onde $f(x', y')$ é o píxel a ser interpolado, δx e δy são as distâncias entre os pontos origi-

nais e os interpolados na direção x e y , respectivamente. Deste modo, $\delta x = x' - x$ e $\delta y = y' - y$.

$$f(x', y') = \begin{cases} f(x, y), & \text{para } \delta x < 0.5 \text{ e } \delta y < 0.5 \\ f(x + 1, y), & \text{para } \delta x \geq 0.5 \text{ e } \delta y < 0.5 \\ f(x, y + 1), & \text{para } \delta x < 0.5 \text{ e } \delta y \geq 0.5 \\ f(x + 1, y + 1), & \text{para } \delta x \geq 0.5 \text{ e } \delta y \geq 0.5 \end{cases} \quad (2.13)$$

FIGURA 2.9 – Esquema da interpolação por vizinho mais próximo



Fonte: Dourado, 2014 - Avaliação de Técnicas de Interpolação de Imagens Digitais.

2.7.2 Interpolação Linear

A obtenção da fórmula para a interpolação polinomial é realizada da seguinte forma: dados dois pontos de uma função $y = f(x) : (x_0, y_0)$ e (x_1, y_1) , deseja-se calcular o valor de \bar{y} para um determinado valor de \bar{x} entre x_0 e x_1 , usando a interpolação polinomial.

O grau do polinômio interpolador é uma unidade menor que o número de pontos conhecidos. Assim sendo, o polinômio interpolador nesse caso terá grau 1, conforme a Equação 2.14:

$$P_1(x) = a_1x + a_0 \quad (2.14)$$

Para determiná-lo, os coeficientes a_0 e a_1 devem ser calculados de forma que tenham:

$$P_0(x) = f(x_0) = y_0$$

$$P_1(x) = f(x_1) = y_1$$

ou seja, basta resolver o sistema linear abaixo:

$$\begin{cases} a_1 x_0 + a_0 = y_0, \\ a_1 x_1 + a_0 = y_1, \end{cases}$$

onde a_1 e a_0 são os coeficientes e

$$A = \begin{bmatrix} X_0 & 1 \\ X_1 & 1 \end{bmatrix}$$

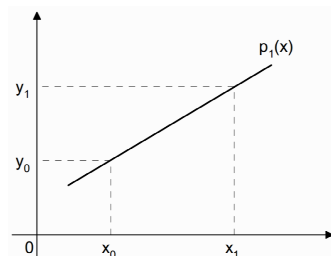
é a matriz dos coeficientes.

O determinante de A é diferente de zero, sempre que $x_0 \neq x_1$, logo para pontos distintos o sistema tem solução única.

O polinômio interpolador $P_1(x) = a_1 x + a_0$ tem como imagem geométrica uma reta, portanto estaremos aproximando a função $f(x)$ por uma reta que passa pelo dois pontos conhecidos (x_0, y_0) .

A Figura 2.10 mostra, geometricamente, os dois pontos, (x_0, y_0) e (x_1, y_1) , e a reta que passa por eles.

FIGURA 2.10 – Representação geométrica da interpolação linear entre (x_0, y_0) e (x_1, y_1)



Fonte: Lobão, 2016 - Introdução aos Métodos Numéricos.

2.7.3 Funções Cúbicas por Partes

Apesar amplamente utilizada, a interpolação linear introduz um problema comum nas imagens corrigidas por este método, que é a falta de suavização. Para uma interpolação mais suave, Kahaner (1988) aponta a necessidade de se utilizar polinômios de grau maior, dos quais o mais útil é o polinômio cúbico. Como a finalidade da implementação de outros métodos interpolativos é comparar a qualidade das imagens entre os métodos escolhidos, adotar-se-á métodos cúbicos com base na observação feita por Kahaner (1988).

Moore (2011) destaca que no MATLAB - linguagem adotada para implementar o protótipo - realiza-se a interpolação de um vetor de dados por meio da função *interp1*, na qual a mesma pode fazer uso das seguintes opções para interpolações cúbica:

- **spline**: descrita como *piecewise cubic spline interpolation*, ou seja, interpolação spline cúbica por parte;
- **pchip**: que significa *piecewise cubic Hermite interpolating polynomial*, ou seja, interpolação polinomial cúbica Hermitiana por partes;
- **cubic**: apesar de usada comumente, esta nomenclatura está em desuso, ela corresponde atualmente à pchip;

Uma função cúbica por partes (ou segmentada) é uma função definida para todo x que é um polinômio cúbico entre pontos adjacentes, onde $C(x)$ é a interpolação cúbica desta função. Dado um conjunto de pontos (t_i, y_i) , onde $i=1, \dots, n$, com $t_1 < t_2 < \dots < t_n$, um interpolante cúbico por partes é composto por um polinômio cúbico diferente em cada subintervalo $[t_i, t_{i+1}]$. A função *interp1* do MATLAB faz uso dos conceitos teóricos de interpolação descritos por: Kahaner (1988), Boor (1978), Hildebrand (1974), Bartels (1985) e Szegö (1975), para a construção da interpolação cúbica de Hermite e spline cúbica.

Uma **interpolação cúbica Hermitiana** é uma interpolação cúbica por partes com uma derivada contínua, já a **spline cúbica** é uma interpolação cúbica por partes com duas derivadas contínuas, ambos os tipos são utilizadas em diversas aplicações. Na comunidade científica, o termo spline era originalmente sinônimo de spline cúbico. Hoje são conhecidas e usadas splines de ordem superior e inferior, no entanto, por serem mais eficientes, as splines cúbicas são as mais difundidas e por este motivo foram adotadas neste trabalho.

2.7.3.1 Interpolação Cúbica Hermitiana

Para descrição matemáticas da interpolação cúbica Hermitiana, Bartels (1985) descreve o seguinte:

Seja $l(x)$ um polinômio de grau n^{th} com zeros em x^1, \dots, x^n . Então os polinômios fundamentais da interpolação Hermitiana do primeiro e segundo tipo são definidos por 2.15 e 2.16:

$$h_v^{(1)}(x) = \left[1 - \frac{l'(x_v)}{l'(x_v)}(x - x_v) \right] [l_v(x)]^2$$

(2.15)

$$h_v^{(2)}(x) = (x - x_v)[l_v(x)]^2 \quad (2.16)$$

para $v = 1, 2, \dots, n$, os polinômios fundamentais da interpolação de Lagrange são definidos por 2.17

$$l_v(x) = \frac{l(x)}{l'(x_v)(x - x_v)} \quad (2.17)$$

Destaca-se que $h_v^{(1)}$ e $h_v^{(2)}$ são denotados por $h_v(x)$ e $\lambda_v(x)$, respectivamente, por Szegö (1975). Estes polinômios tem as seguintes propriedades:

$$\begin{aligned} h_v^{(1)}(x_\mu) &= \delta_{v\mu} \\ h_v^{(1)'}(x_\mu) &= 0 \\ h_v^{(2)}(x_\mu) &= 0 \\ h_v^{(2)'}(x_\mu) &= \delta_{v\mu} \end{aligned}$$

Para $\mu, v = 1, 2, \dots, n$. Agora temos os valores f_1, \dots, f_n e f'_1, \dots, f'_n . Então a Equação 2.17

$$W_n(x) = \sum_{y=1}^n f_y h_y^{(1)}(x) + \sum_{y=1}^n f'_y h_y^{(2)}(x) \quad (2.17)$$

nos dá o polinômio Hermite único que interpola o polinômio fundamental para qual $W_n(x_n) = f_v$ e $W'_n(x_n) = f'_v$

Se $f'_v = 0$, estes são chamados polinômios de interpolação de Hermite.

Os polinômios fundamentais satisfazem as equações 2.18 e 2.19:

$$h_1^{(1)}(x) + \dots + h_n^{(1)}(x) = 1 \quad (2.18)$$

$$\sum_{v=1}^n h_1 h_v^{(1)}(x) + \sum_{v=1}^n h_v^{(2)}(x) \quad (2.19)$$

2.7.3.2 Interpolação por Spline Cúbica

Uma spline cúbica é uma spline construída por polinômios de terceira ordem por partes que passam através de um conjunto m pontos de controle. A segunda derivada de cada polinômio é comumente definida como zero nos pontos de extremidade, uma vez que isso fornece condição limite que completa o sistema de $m - 2$ equações. Isso produz um chamado “Cúbico” spline natural e leva a um sistema tridiagonal simples que pode ser resolvido para dar os coeficientes dos polinômios.

Anton e Rorres (2001) descrevem matematicamente as splines cúbicas da seguinte maneira:

Suponha que são dados n pontos

$$(x_1, y_1), (x_2, y_2), \dots, (x_n, y_n)$$

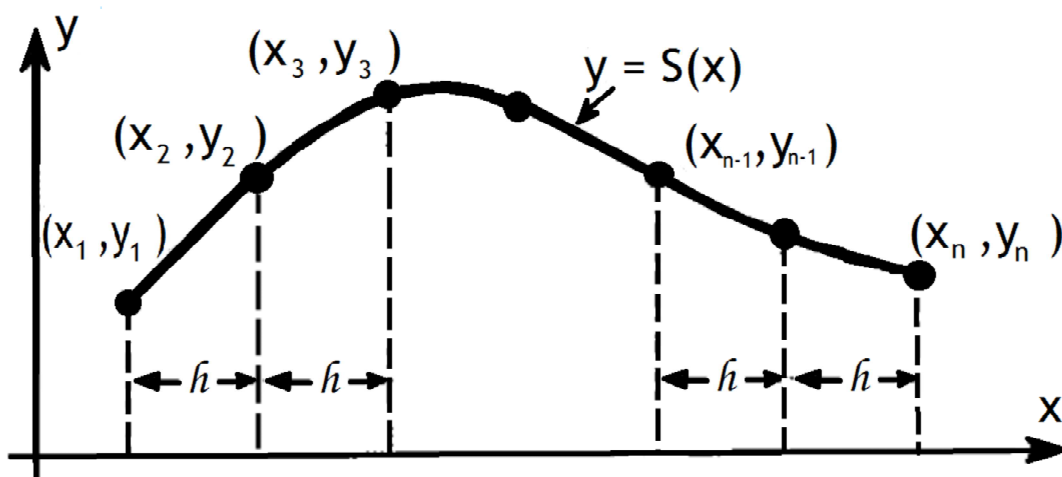
no plano xy , que desejamos interpolar com uma curva “bem comportada” conforme Figura 2.11. Por conveniência, são tomados os pontos igualmente espaçados na direção x , embora os resultados possam ser facilmente estendidos ao caso de pontos não igualmente espaçados. Se denota-se por h a distância comum entre as coordenadas x dos pontos, obtêm-se a Equação 2.20.

$$x_2 - x_1 = x_3 - x_2 = \dots = x_n - x_{n-1} = h \quad (2.20)$$

Seja $y = S(x)$, $x_1 \leq x \leq x_n$, a curva interpoladora que está se procurando, supõe-se que esta curva descreve o deslocamento de um spline de esboço que interpola os n

pontos quando os pesos que mantêm o spline em posição são colocados exatamente nos n pontos. Sabe-se que na teoria linear de vigas, para pequenos deslocamentos, a quarta derivada do deslocamento de uma viga é nula ao longo de qualquer intervalo no eixo x que não contém forças externas atuando na viga. Se o spline em questão for tratado como uma viga fina, observa-se que as únicas forças externas atuantes provêm dos pesos nos n pontos especificado, então segue que $S^{iv}(x) = 0$ para todos valores de x nos $n - 1$ intervalos abertos (x_1, x_2) , (x_2, x_3) , ..., (x_{n-1}, x_n) entre os n pontos.

FIGURA 2.11 – Pontos em curva para interpolação



Fonte: Anton e Rorres, 2001 - Álgebra Linear com Aplicações.

O resultado da teoria de vigas será necessário também ao afirmar que para uma viga que sofre somente a ação de forças externas, o deslocamento deve possuir duas derivadas contínuas. No caso da curva interpoladora $y = S(x)$ construída pelo spline de esboço, isto significa que $S(x)$, $S'(x)$ e $S''(x)$ devem ser contínuas em todo o intervalo $x_1 \leq x \leq x_n$.

Exigir que $S''(x)$ seja contínua é o que faz com que uma spline de esboço produza uma curva que nos satisfaz esteticamente, pois ela tem curvatura contínua. O olho humano pode perceber mudanças súbitas de curvatura - ou seja, descontinuidades de $S''(x)$ - Mas mudanças súbitas nas derivada de ordem mais alta não são perceptíveis.

Assim, a condição de continuidade de $S''(x)$ é um requisito mínimo para que uma curva interpoladora seja vista como uma única curva suave, em vez de uma sucessão de curvas distintas que foram emendadas.

Para determinar a forma matemática da função $S(x)$, nós observamos que, como $S^{iv}(x) = 0$ nos intervalos entre os n pontos especificados, decorre que, integrando esta Equação quatro vezes, $S(x)$ deve ser um polinômio cúbico em x em cada um destes intervalos. Em geral, no entanto, $S(x)$ será um polinômio cúbico diferente em cada intervalo de modo que $S(x)$ deve ter a forma descrita na Equação 2.21

$$S(x) = \begin{cases} S_1(x), & x_1 \leq x \leq x_2 \\ S_2(x), & x_2 \leq x \leq x_3 \\ \vdots \\ S_{n-1}(x), & x_{n-1} \leq x \leq x_n \end{cases} \quad (2.21)$$

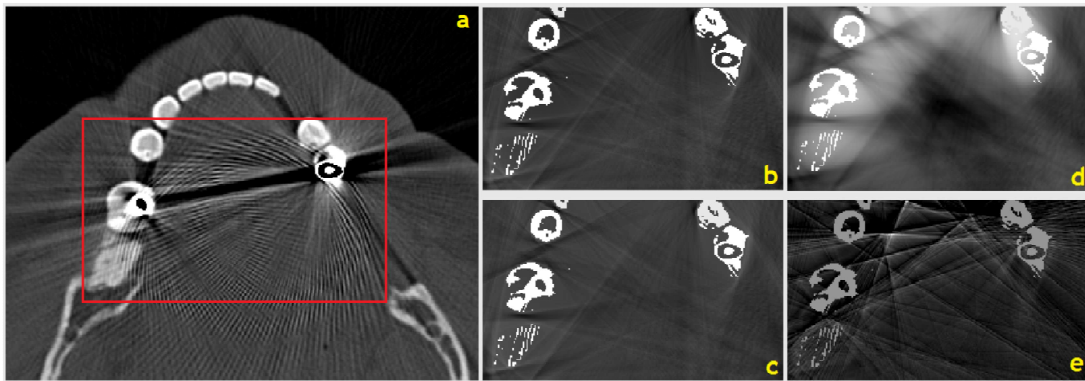
Onde $S_1(x)$, $S_2(x)$, ..., $S_n(x)$ são polinômios cúbicos. Por conveniência, vamos escrever estes polinômios na seguinte forma

$$\begin{aligned} S_1(x) &= a_1(x - x_1)^3 + b_1(x - x_1)^2 + c_1(x - x_1) + d_1, \quad x_1 \leq x \leq x_2 \\ S_2(x) &= a_2(x - x_2)^3 + b_2(x - x_2)^2 + c_2(x - x_2) + d_2, \quad x_2 \leq x \leq x_3 \\ &\vdots \\ S_{n-1}(x) &= a_{n-1}(x - x_{n-1})^3 + b_{n-1}(x - x_{n-1})^2 + c_{n-1}(x - x_{n-1}) + d_{n-1}, \quad x_{n-1} \leq x \leq x_n \end{aligned}$$

Para especificar $S(x)$ completamente, deemos determinar as constantes a , b , c e d com subscritos, que constituem um total de $4n - 4$ coeficientes. Se nós escolhermos estes coeficientes de um tal modo que $S(x)$ interpola os n pontos especificados no plano e $S(x)$, $S'(x)$ e $S''(x)$ são contínuas, então a curva interpoladora resultante será chamada uma **curva spline cúbica**.

Um comparativo entre as quatro técnicas interpolativas pode ser observado na Figura 2.12. Durante a realização desta pesquisa, estas técnicas foram submetidas a avaliações que serão discutidas nos próximos capítulos.

FIGURA 2.12 – Comparativo após aplicação de técnicas interpolativas em TC



(a) ROI em destaque na imagem original; (b) ROI após interpolação Linear; (c) ROI após Interpolação *PCHIP*; (d) ROI após Interpolação *Spline Cúbica*; (e) ROI após Interpolação Vizinho mais Próximo.

3 Metodologia

Hsieh (2010) cita que todas as imagens produzidas por tomógrafos contém artefatos, por este motivo deve-se ater apenas às discrepâncias clinicamente relevantes. Mouton et al (2013) acrescentam que não existe na literatura um método que remova completamente artefatos. Deste modo, nesta etapa foram consideradas características computacionais necessárias à aplicação da solução proposta, os métodos com alto custo computacional, apesar de ótimos resultados, foram desconsiderados pela inexistência prática de aplicação.

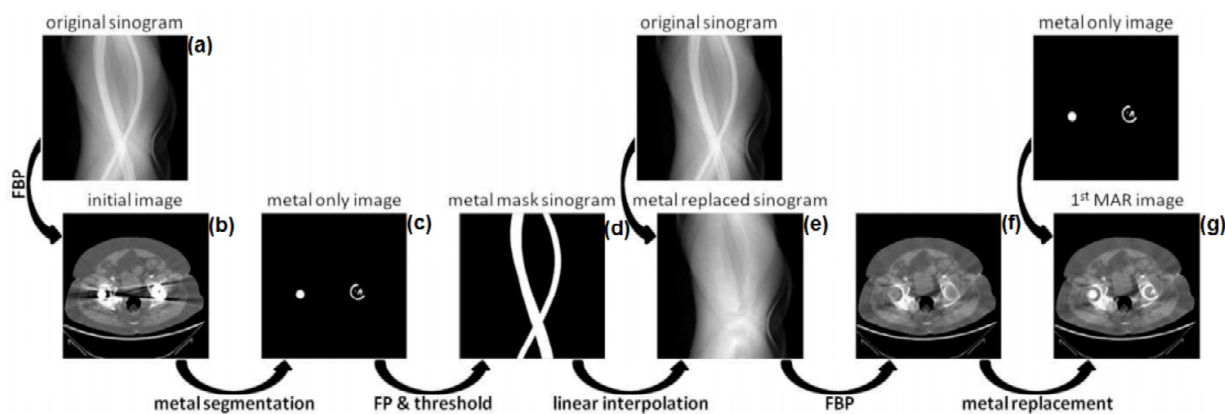
Este capítulo descreve, portanto, a solução proposta para a problemática abordada nesta pesquisa, apresentando as etapas relativas ao método de redução de artefato metálico.

3.1 Método Adotado

Como solução para o problema ora apresentado, optou-se pela aplicação de um método do tipo *Correção de Sinograma* por meio de interpolação dos dados corrompidos. Este método, cujo fluxo está descrito na Figura 3.1, é: bem difundido, de fácil implementação, de baixa exigência computacional e, de acordo com Gjestebj (2016), tem resultados satisfatórios na redução de artefatos. Visando enriquecer o embasamento técnico, a solução tomou como referência estudos preliminares de pesquisadores do *Grupo Philips* (a alemã *Philips Technologie*, e a estadunidense *Philips Healthcare*), em 2011: Koehler, Brendel e Brow. Koehler et al (2012)

O método citado ganhou diversas derivações como, por exemplo, o uso de imagens sintéticas patenteado por Timmer (2008). Outra variação do método, impulsionada pela pesquisa de Timmer, foram os avanços de Koehler et al (2012) na tentativa de eliminar a geração de artefatos secundários dos algoritmos *MAR* por intermédio de imagens sintéticas. Devido aos ganhos significativos resultou também em uma patente em 2015, direcionada "particularmente para redução de artefatos metálicos gerados por obturações e coroas dentárias". (KOELHER,2015).

FIGURA 3.1 – Etapas para redução de artefato



Modificado de: Koehler et al, 2012 - A New Method for Metal Artifact Reduction in CT

Conforme exposto na Figura 3.1, a ideia básica é substituir os dados corrompidos nos traços metálicos por dados mais significativos com base em valores da vizinhança por meio da interpolação linear. As etapas do método estão descritas abaixo:

1. **Geração da imagem inicial:** realizada com base no sinograma original, Figura 3.1 (a). No âmbito desta pesquisa esta etapa é ignorada, uma vez que a imagem inicial, Figura 3.1 (b) já foi obtida;
2. **Segmentação de objeto metálico:** por meio da segmentação por limiarização da imagem original, Figura 3.1 (b), isola-se apenas os objetos metálicos, gerando uma nova imagem denominada como máscara, Figura 3.1 (c) como máscara;
3. **Geração de sinograma da máscara:** a partir da Transformada de Radon, busca-se gerar o sinograma do objeto metálico 3.1 (d);
4. **Geração de sinograma da imagem original:** Por meio da Transformada de Radon, gera-se o sinograma da imagem inicial 3.1 (a);
5. **Substituição dos traços metálicos:** reconstrução dos dados corrompidos no sinograma original por meio da interpolação linear para criação de um novo sinograma corrigido, Figura 3.1 (e);
6. **Visualização de imagem:** após obter o sinograma interpolado, Figura 3.1 (e),

faz-se uso da Transformada Inversa de Radon para obter a imagem reconstruída 3.1 (f);

7. **Inclusão do objeto metálico** : a soma da imagem resultante, Figura 3.1 (f), com a imagem do objeto metálico segmentado, Figura 3.1 (c), resulta na imagem final corrigida pelo algoritmo MAR 3.1 (g);

3.2 Processo de aquisição de imagens

A padronização do método de aquisição de imagem é um passo importante para maximizar a eficiência da solução proposta. Busca-se assim obter a redução dos artefatos de tal modo que melhore a acurácia do diagnóstico, evidenciando a estrutura estudada da imagem e assegurando que a perda de informações resultante daquele processo mantenha a imagem clinicamente aceitável.

Conforme Mouton et al (2013), uma vez que os fatores que levam a geração do artefato e até à aparência dele podem ser distintos, é difícil propor um algoritmo que trate genericamente os vários tipos de artefatos de forma eficiente. Feitas estas considerações, cabe dizer que serão adotadas nos testes e simulações da presente pesquisa as tomografias de demandas do Laboratório de prototipagem do Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde (NUTES) da UEPB. Essas imagens devem possuir características equivalentes aos pré-requisitos dispostos no **Protocolo de Aquisição de Imagens Tomográficas** do NUTES, disposto no Apêndice A4.

No referido protocolo estas são as recomendações técnicas para a aquisição da imagem:

1. Matriz: 512x512;
2. *FOV* (Campo de Visão): de 140 a 180 mm (incluir somente região de interesse);
3. *Granty Tilt* (Inclinação *Granty*): 0°;
4. Espessura do corte: 1 mm (ou inferior);
5. Intervalo de reconstrução (espaçamento entre fatias: máximo de 1 mm);

6. *Pitch* 1:1;

7. Imagem tomográfica em formato *DICOM*.

As imagens utilizadas nessa pesquisa foram geradas a partir de um tomógrafo da marca *Philips*, modelo *Brilliance CT 64*, que possui tecnologia de *Terceira Geração*; esse é o tomógrafo utilizado no Hospital de Traumas de Campina Grande, Paraíba. Como relatado por Ali (2013), em sua avaliação de especificações técnicas de tomógrafos, o referido equipamento faz uso de filtragem adaptativa voltada para a redução de ruídos e endurecimento de feixe. É importante destacar as seguintes características deste equipamento:

- Matriz de reconstrução: 512x512, 768x768 e 1024x1024;
- Faixa padrão de reconstrução para cabeça (em 512x512): aproximadamente 18 ips (imagens por segundo);
- Algoritmo de reconstrução padrão: *Filtered Back Projection*;
- Abordagem de reconstrução - varredura sequencial: 2D

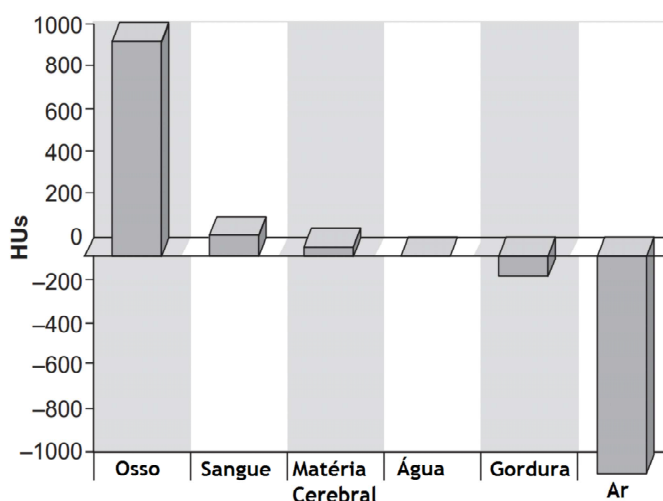
3.3 O Processo de Segmentação

Assim como foi visto nos tópicos anteriores, a primeira etapa do método de redução de artefato metálico consiste na segmentação do objeto de alta densidade que na maioria dos casos, trata-se de um objeto metálico. Essa etapa serve para isolar tal objeto com coeficiente altamente atenuante e criar uma máscara com esse conjunto de pixels dentro da matriz de dados.

Romans (2010) descreve que quanto maior o coeficiente de atenuação do corpo escaneado, maior será o valor em HU de sua representação na matriz de dados, ou seja, na imagem. O coeficiente de atenuação da água, por exemplo, é de 0.180cm^{-1} , que corresponde a 0 HU, já o coeficiente do osso, em termos gerais, inicia em 0.46cm^{-1} , mas varia de acordo com suas características: mais duro, esponjoso, etc. Estruturas ósseas mais duras, como os dentes, possuem coeficientes ainda mais elevados. O

coeficiente de atenuação da água é utilizado como referência para processamentos de tomografias computadorizadas com base em níveis de intensidade. O valor de intensidade das estruturas anatômicas mais comuns na utilização da tomografia podem ser vistos na Figura 3.2.

FIGURA 3.2 – Estruturas anatômicas em valores aproximados de HU

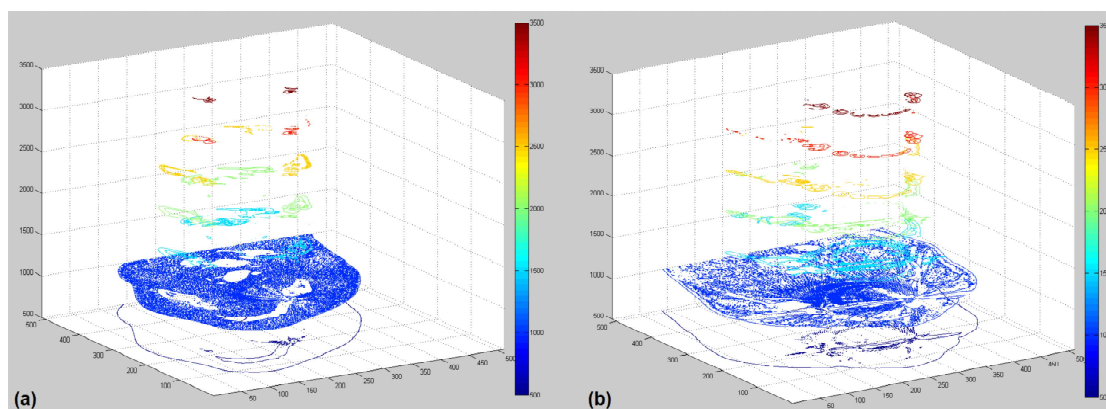


Fonte: Romans, 2010 - Tomography for Technologists: A comprehensive Text

Se levarmos em consideração que a imagem é uma matriz de intensidades em nível de cinza, podemos inferir ser possível isolar determinada estrutura de um volume escaneado apenas agrupando um conjunto de pixels com o mesmo nível de intensidade. Essa é a ideia base para o uso da limiarização no processo de segmentação desta pesquisa e geração da máscara do objeto metálico. Conforme Dougherty (2009), ossos mais densos tem o valor em média de 3000 HU, e por isso, é comum trabalhar com os valores -1000 a 3000 em tomografias.

Na solução aqui proposta os valores de intensidade das tomografias foram normalizados na faixa de 0 até 4096 (com 12 bits), possibilitando isolar os volumes estudados. Tal qual descrito por Dennison (2007), o valor do osso mais denso é de ± 3500 HU, esta informação pôde ser validada após analisar um conjunto de 20 tomografias selecionadas no banco de imagens do laboratório do Nutes cujos requisitos foram descritos no tópico de 3.2. Na Figura 3.3 é mostrado o agrupamento de pixels por nível de intensidade em duas fatias de tomografia computadorizada na qual permite-se observar os níveis de intensidade agrupados por pseudocoloração.

FIGURA 3.3 – Tecidos do corpo humano agrupados por pseudocolocação

Banco de imagens do Nutes, UEPB
(a) Paciente 01; (b) Paciente 02.

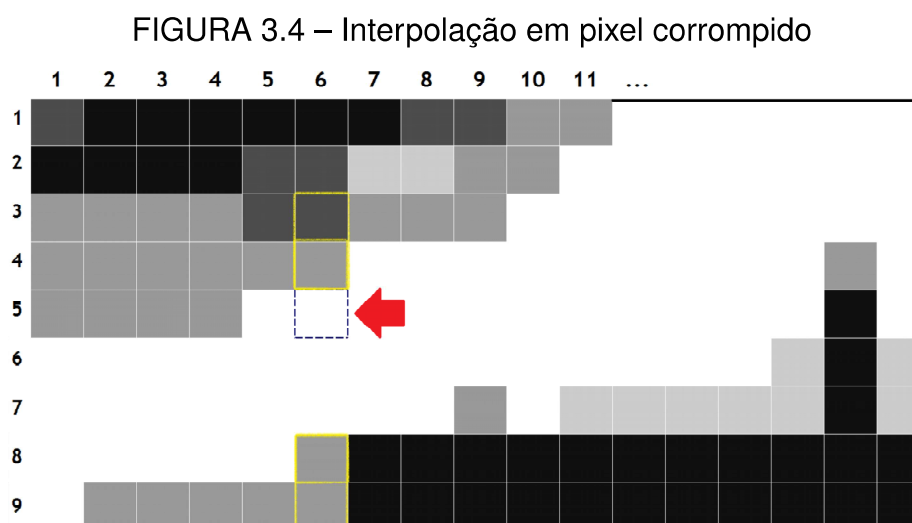
Os eixos x e y correspondem às dimensões da imagem: altura e largura e o eixo z correspondem à pseudocor. Os dois exemplos utilizados possuem 2^{12} níveis de cores. Ambos mostram os dados brutos antes da normalização, na faixa de 0 à 4096. Para a visualização optou-se pela técnica de pseudo coloração por fatias citada por Gonzales et al (2004), através da função de mapa de cores do *Matlab*, cujos valores estão dispostos na legenda lateral de cada imagem de acordo com suas faixas de intensidade.

O valor mínimo para segmentação de objetos metálicos pode variar, segundo Buchsbaum (2013), de acordo com alguns fatores como por exemplo: coeficiente de atenuação do objeto metálico e a potência do raio emitido. No entanto, as afirmações de Dennison (2007) sobre o limiar ósseo nos garante que qualquer valor na escala *Hounsfield* acima de 3500 corresponde à objetos que não condizem com a anatomia do corpo humano, como: implantes, coroas, projeteis de bala, etc. Um limiar ideal também pode ser adquirido empiricamente para imagens com características específicas. No caso do tomógrafo *Philips Brilliance CT 65* com Matriz 512x512 e doses de radiação de 120 e 140 kVp, utilizado em tomografias de 20 pacientes, observou-se um limiar de adequado 3900 HU.

3.4 Técnicas de interpolação

Para o desenvolvimento desta pesquisa foram implementados quatro técnicas lineares de interpolação unidimensional, selecionadas de acordo com critérios observados por Lehmann (1999) para aplicação em imagens de raio-x e de acordo com Lee e Jin (2015) para reconstrução de dados em tomografias helicoidais. Destaca-se que o estudo de Lee e Jin (2015) objetiva comparar o resultado de métodos de interpolações aplicados a reconstrução de projeções no processo de aquisição dos dados escaneados, ao passo que o estudo desenvolvido nesta pesquisa aplica métodos de interpolação para correção de dados corrompidos por artefatos metálicos no sinograma já construído.

As técnicas adotadas são: interpolação linear, interpolação spline cúbica, interpolação cúbica de Hermite e interpolação por vizinho mais próximo. Por se tratar de um método MAR do tipo *Correção do Sinograma*, fez-se o uso de técnicas interpolativas para substituir os valores corrompidos ou ausentes da projeção com base em dados da vizinhança. A Figura 3.4 ilustra a região de um sinograma, após Transformada de Radon, afetada com artefatos metálicos. A área branca da figura corresponde aos traços metálicos corrompidos e os demais pixels correspondem à estruturas com diferentes níveis de cinza.



Fonte: O Autor, 2017

Para exemplificar a aplicação da interpolação no método de correção dos pixels

corrompidos, será utilizada a matriz de intensidades M da Figura 3.4 cujo o número de linhas e colunas é proporcional às dimensões x e y do sinograma. O pixel indicado pela seta vermelha está situado na posição $M_{(5,6)}$ dentro da região de dados corrompidos e precisa ser interpolado, então, faz-se uso de valores da mesma coluna e que estejam fora da área corrompida. Para empregar, por exemplo, a interpolação linear neste processo, recorre-se ao pixel anterior $M_{(4,6)}$ fora da área afetada e ao próximo pixel não corrompido $M_{(8,6)}$.

Após definir o novo valor para o pixel corrompido via interpolação, o processo é realizado no pixel da linha seguinte, que para este exemplo é o pixel $M_{(6,6)}$.

3.5 Experimentação

Para comparação das técnicas de interpolação implementadas optou-se por duas abordagens: avaliação da qualidade das imagens restauradas em imagens simuladas e avaliação qualitativa em uma imagem de tomografia real restaurada.

3.5.1 Planejamento para Simulação

Dey (2016) cita que a validação de pesquisas em imagens médicas é de extrema importância e que é comum apoiar-se em simulações para esta validação. Dentre as abordagens de simulações em imagens médicas constantemente faz-se uso de *phantoms*, que são imagens simuladas. Nesta primeira etapa de avaliação dos métodos interpolativos, será adotado o *Phantom Shepp and Logan* (1974) para geração de artefatos.

Vale frisar que em imagens de raio-x o ruído é normalmente introduzido por doses insuficientes de energia. No que diz respeito ao objeto de estudo desta pesquisa, a energia de um raio-x despendida durante a varredura de um tomografo não pode ser forte o suficiente ao ponto de ser prejudicial ao paciente, deste modo é proporcional às estruturas do corpo humano e ao encontrar materiais mais densos que estas estruturas são repelidas ou atenuadas causando o efeito conhecido como artefato metálico. Para mensurar este efeito, também considerado como ruído, utilizou-se da **Relação**

Sinal Ruído, *Signal-to-Noise Ratio (SNR)* que, de acordo com Birkfellner (2015), é uma métrica amplamente conhecida e utilizada para quantificar imagens ruidosas. A métrica SNR é medida em decibéis (dB) e definida por Gonzalez e Woods (2007) pela Equação 3.1:

$$SNR = 10 \log_{10} \frac{Sinal}{Ruido} \quad (3.1)$$

onde a imagem tratada é considerada como o “sinal” e é dada por: Em que o “sinal” calculado a partir do quadrado do valor dos pixels da imagem tratada é dado por:

$$\frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} \hat{f}(x, y)^2$$

e o ruído calculado a partir do quadrado da diferença entre a imagem processada e a imagem original, dado por:

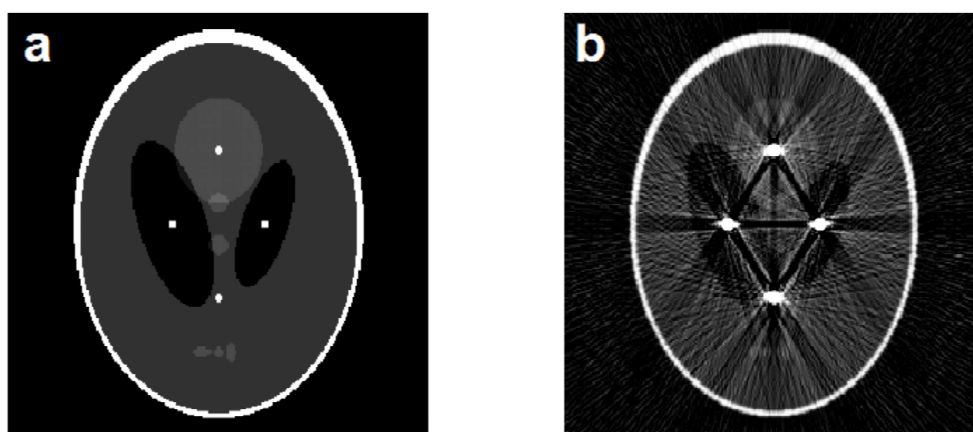
$$\frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} [f(x, y) - \hat{f}(x, y)]^2$$

em que M e N são as dimensões da imagem em pixels, f é a imagem original e \hat{f} é a imagem tratada, ou seja, após aplicação do método de redução de artefatos.

A análise SNR em imagens de tomografias reais torna-se inviável pelo fato de que a tomografia afetada por artefatos metálicos já é considerada ruidosa, então não há uma “versão” desta tomografia sem ruídos para realizar a análise comparativa dos resultados após aplicação de diferentes tipos de interpolação. Por impossibilidade de utilização dos dados reais neste tipo de análise, foi produzida uma simulação com dados gerados artificialmente por meio de *phantom*, o qual consiste em uma imagem com 256 níveis de cinza variando entre 0 e 1. Este *phantom* pode ser gerado automaticamente usando o comando do *Matlab*: *phantom(n)*, sendo n um valor escalar que indica o número de linhas e colunas (GONZALES, 2004). A Figura gerada após este comando é constituída apenas de elipses, haja visto que na Transformada de Radon, uma elipse pode ser calculada analiticamente.

Para esta simulação, o *Phantom* foi construído manualmente no MATLAB uma vez que desta forma foi possível incluir estruturas (objetos) no *Phantom* com níveis de intensidades superiores às estruturas básicas. Esta inserção manual possibilitou simular objetos de alta densidade como os presentes em uma projeção de tomografia em que haja a presença de objetos metálicos. Assim, por uso da Transformada de Radon, obteve-se o sinograma corrompido por artefatos metálicos artificialmente, cujos efeitos são: sombreamento, endurecimento de feixe e espalhamento. O resultado pode ser observado na Figura 3.5.

FIGURA 3.5 – Simulação de artefatos em *Phantom Shepp and Logan*



(a) Phantom Shepp-Logan original; (b) Phantom Shepp-Logan com artefatos simulados.

Após obtenção do *Phantom* original gerado (sem artefatos) e do *Phantom* com artefatos simulados, foi aplicado o método de redução de artefato com as quatro técnicas de interpolação visando análise comparativa destes resultados. Além da análise SRN, a simulação permitiu ainda observar o comportamento do histograma nas imagens correspondentes a cada tratamento. Esta análise de cunho informativo serve agregar informação aos resultado relatados nos capítulos seguintes, uma vez que, segundo Burger e Burge (2016), os histogramas são frequentemente utilizados para determinar se uma imagem está fazendo uso efetivo de uma faixa de intensidade específica examinando o tamanho e uniformidade da distribuição deste histograma.

3.6 Avaliação Qualitativa por Formulário

Para avaliar os métodos de reconstrução descritos acima após os procedimentos de filtragem, utilizar-se-á um planejamento de experimento completamente aleatorizado para um único fator com quatro níveis (tratamentos) e uma amostra de tamanho trinta e um para cada tratamento. No qual o fator é o procedimento de restauração da imagem corrompida e os níveis do fator são os métodos de reconstrução da imagem restaurada

O delineamento experimental inteiramente casualizado, tal qual descrito por Douglas (2003), foi realizada para verificar a existência de diferença das médias entre os tratamentos. Já para determinar quais destas médias diferem entre si fez-se uso do teste de Tukey (1953). Também foram realizadas as suposições do modelo quanto à homogeneidade da variância por meio do teste de Bartlett (1937) e verificou-se ainda a normalidade dos resíduos utilizando o teste de Shapiro-Wilk (1965).

Foi adotado como ferramenta de avaliação um formulário para comparação dos resultados de cada tratamento aplicados à uma imagem de tomografia real afetada por artefatos metálicos. A este formulário foi empregada uma escala subjetiva, escala de Likert (1932), utilizada em processos de restauração de imagens. Para esta avaliação, de cunho qualitativa, o avaliador realiza análise visual de cada resultado obtido pelos diferentes tratamentos em comparação à imagem original corrompida e pontua o resultado. Neste formulário foram adotados os critérios mutuamente excludentes definidos por Gonzalez e Woods (2007) e codificados tal qual descrito na Tabela 3.1.

O formulário avaliativo, disposto no Apêndice A3, foi aplicado a um conjunto de avaliadores incluindo: estudantes do curso de odontologia, alunos do Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde (Nutes) e membros do laboratório de prototipagem que estão diretamente ligados à tarefa de impressão dos biomodelos e processo manual de remoção de artefatos. A composição dos dados coletados após aplicação do formulário está disponível na Tabela A.1 do apêndice.

TABELA 3.1 – Critérios de avaliação em escala de Likert

valor	Avaliação	Descrição
6	Excelente	Uma imagem com altíssima qualidade tão boa quanto a original.
5	Boa	Imagem de alta qualidade, visualização agradável e interferência não desagradável.
4	Aceitável	Uma imagem com qualidade aceitável e interferência não desagradável.
3	Não apresenta melhora	Imagem pobre em qualidade e que você deseja melhorar. A interferência desagrada de alguma forma.
2	Ruim	Imagem muito pobre em qualidade, mas ainda poderia visualizar. Desagradável interferência presente.
1	Não Utilizável	Imagem extremamente ruidosa, com alto nível de interferência e irrecuperável

Fonte: Gonzalez e Woods, 2007 - Digital Image Processing

3.7 Etapas do Desenvolvimento do Software

Para este desenvolvimento utilizou-se o processo APSO (*Academic Project Support Office*) para desenvolvimento de software. O APSO é um dos Métodos Ágeis de Desenvolvimento que, conforme Sbrocco (2012), é voltado para necessidades em um cenário acadêmico.

Cada um dos métodos ágeis existentes oferece um conjunto de atividades que podem ser adotadas durante um processo de desenvolvimento de software. A ideia é redefinir continuamente as prioridades de um projeto. É necessário um *feedback* constante durante o ciclo de desenvolvimento, buscando atender as demandas para os sistemas de software de forma mais rápida e priorizando a entrega do software. Neste contexto, foram utilizadas as etapas descritas por Sbrocco (2012) no desenvolvimento da ferramenta objetivada nesta pesquisa, descritas a seguir:

1. Primeira etapa - Iniciação: consiste no levantamento dos requisitos e definição do escopo para desenvolvimento. Para identificar o problema fez-se uso dos seguintes recursos de coleta de dados: **entrevista com stakeholders**, **Análise por observação** e **Brainstorm**.
2. Segunda etapa - Elaboração: constitui-se no planejamento pré-desenvolvimento.

Foi realizada análise dos requisitos obtidos na coleta de dados e, com base nesta análise, foi definida a metodologia para redução de artefatos a ser implementado no software, assim como a linguagem para desenvolvimento da ferramenta. Nesta etapa definiram-se também as métricas para avaliação do software aplicado. Foram avaliadas ainda a viabilidade técnica para desenvolvimento do software observando recursos computacionais disponíveis e usabilidade.

3. Terceira etapa - Construção: trata-se da etapa em que é realizada codificação propriamente dita. Foram realizadas constantes interações com o corpo técnico durante esta etapa, em que os *feedbacks* resultaram em melhorias das funcionalidades do software. Ao término desta etapa foi gerado um protótipo contendo os métodos de redução de artefatos selecionados.

4. Quarta etapa - Transição:

A implantação consistem na instalação do software nos computadores do laboratório do Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde (Nutes) da UEPB. A etapa de transição engloba também o treinamento para o uso da ferramenta.

4 Resultados Obtidos e Discussão

Este capítulo tem como objetivo expor os dados obtidos ao término desta pesquisa, discutindo os resultados da análise comparativa entre as técnicas interpolativas por uso de imagem simulada e análise estatística da avaliação qualitativa aplicada em imagem real. Por fim, devem ser apresentados ainda os aspectos gerais relativos ao desenvolvimento da ferramenta desenvolvida proposta.

4.1 Análise com Imagens Simuladas

Nesta sessão, serão apresentados os resultados dos tratamentos por uso das técnicas interpolativas: Linear, Cúbica de Hermitiana (PCIHP), Spline Cúbica e Vizinheiro Mais Próximo (VMP), para cada tratamento durante simulação.

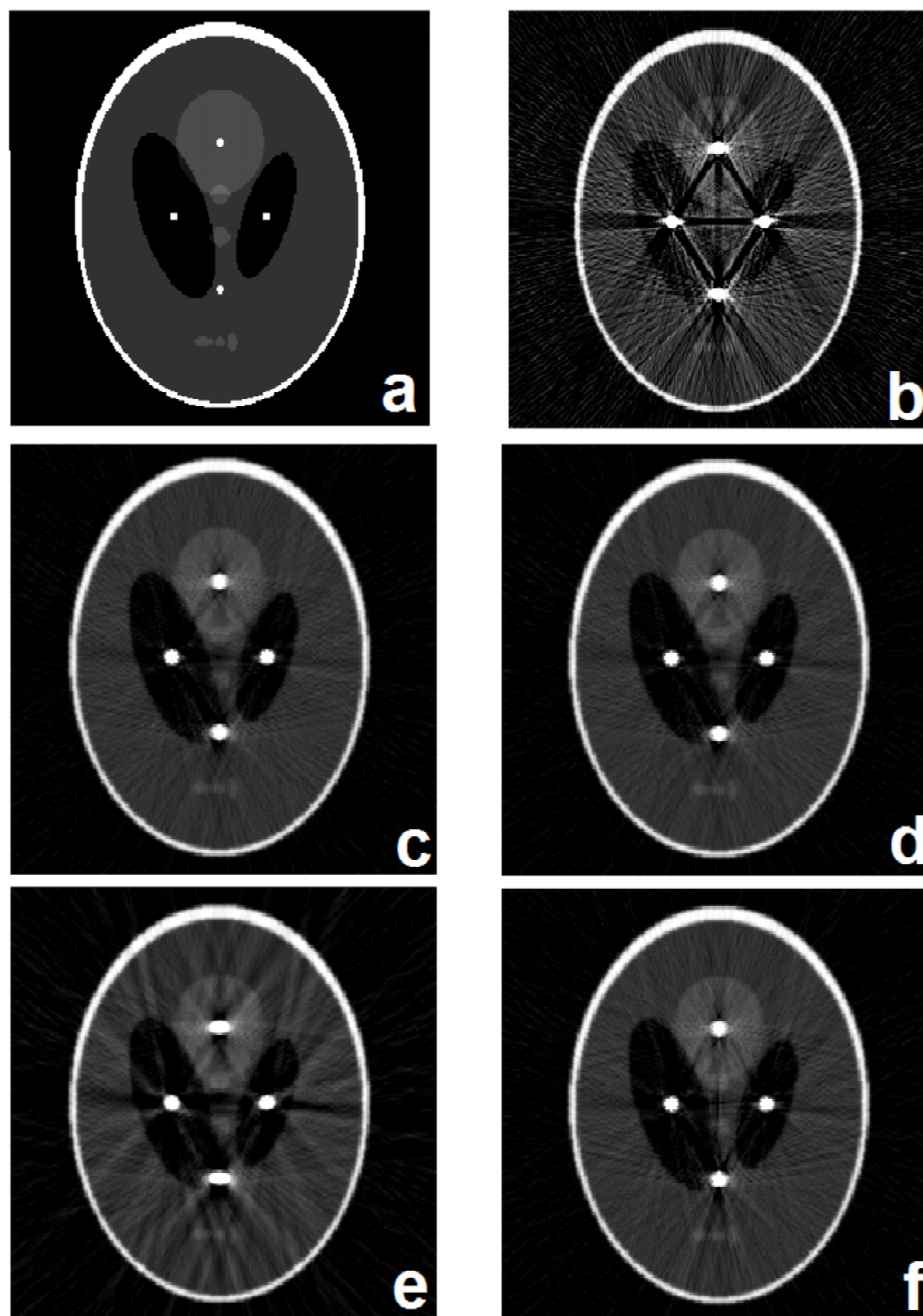
Na simulação dos artefatos metálicos optou-se pela customização do *Phantom Shepp and Logan* por meio da inclusão de quatro objetos com nível de intensidade muito superior aos valores contidos no *phantom*. Enquanto os valores do *phantom* variam entre 0 e 1, o valor dos objetos inseridos é 10.

Com a reprodução dos artefatos, o desempenho de cada método interpolativo foi analisado mediante relação sinal ruído. A Tabela 4.1 apresenta os valores SNR do *phantom* obtidos após cada tratamento.

TABELA 4.1 – Valores SNR obtidos durante simulação

Tratamento	PSNR
Interpolação Linear	22.863 dB
Interpolação PCHIP	22.857 dB
Interpolação Spline Cúbica	22.550 dB
Interpolação VMP	22.824 dB

FIGURA 4.1 – Resultado para métodos de interpolação



(a) Phantom Original; (b) Phantom com artefatos simulados; (c) Resultado após interpolação linear; (d) Resultado após interpolação cúbica Hermitiana; (e) Resultado após interpolação spline cúbica; (f) resultado após interpolação VMP.

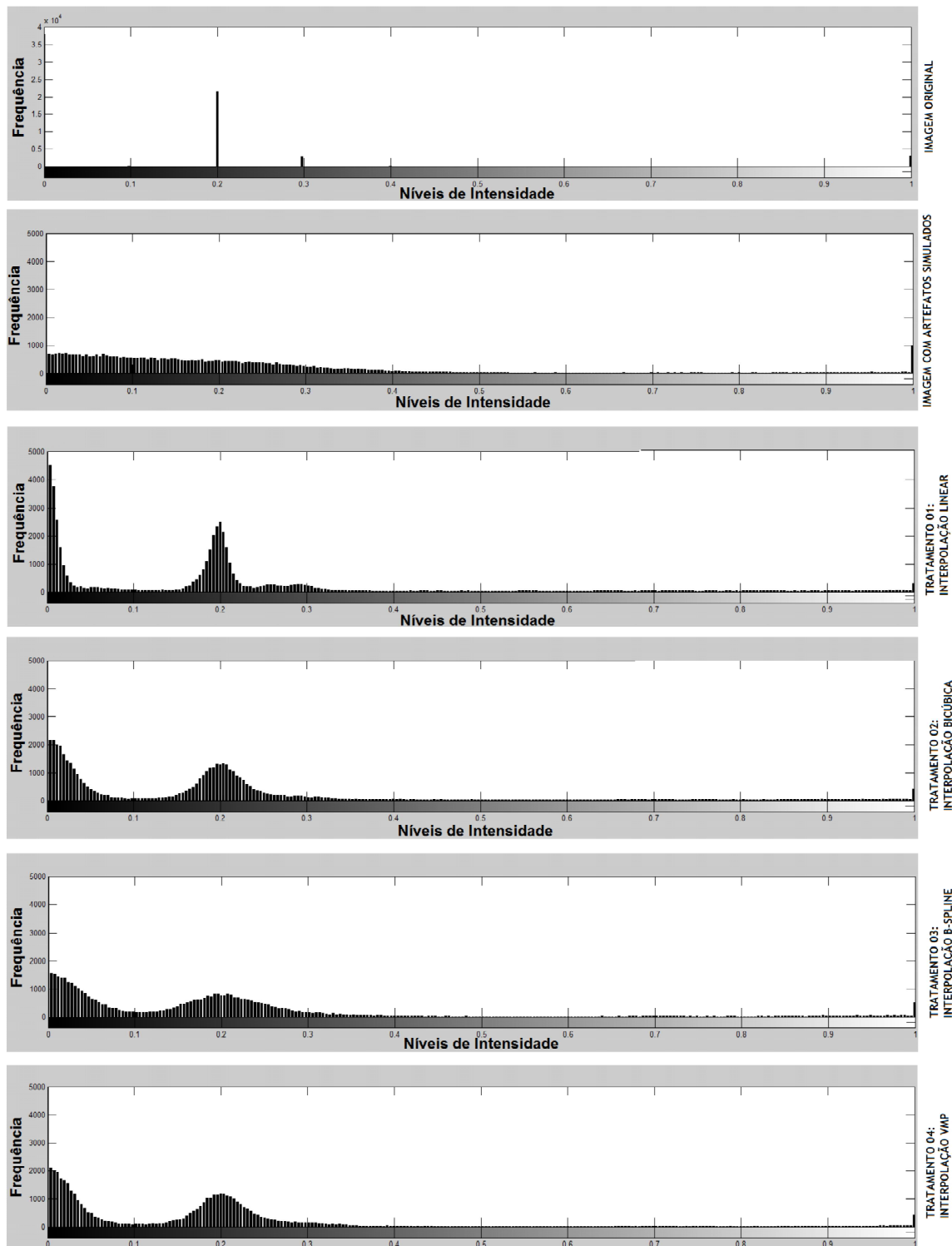
A Figura 4.1 (a) mostra o *phantom* original e a Figura 4.1 (b) o *phantom* corrompido por artefatos. Gonzalez e Woods (2007) ressalta que, na relação sinal ruído o maior valor obtido representa a imagem de melhor qualidade. Com base nesta

afirmação, constata-se que o método de redução de artefato por uso da técnica de interpolação linear 4.1 (c) exprime o melhor resultado. Há, no entanto, uma semelhança entre valores SNR do desta técnica com a técnica de interpolação PCHIP 4.1 (d). Um detalhe relevante é que a técnica de interpolação por Spline Cúbica 4.1 (e) apresentou pior resultado durante a simulação, levando a uma excessiva geração de artefatos secundários. Por fim, foi possível observar que a técnica Vizinho mais próximo na Figura 4.1 (f) não obteve resultado expressivo, como já esperado. O aspecto visual das imagens obtidas, visto na Figura 4.1 ratificam o resultado da análise sinal ruído exposto na Tabela 4.1, uma vez que busca-se com a aplicação das técnicas de interpolação um resultado semelhante a imagem sem ruídos.

Em complemento à análise da relação sinal ruído, foram obtidos em caráter informativo os histogramas para cada imagem tratada. Na Figura 4.2 são mostrados estes histogramas. Ao observar os aspectos do histograma, é perceptível que houve introdução de informação adicional indesejada (ruído) que mascara a informação útil (sinal). Por tanto há uma degradação da relação sinal / ruído (SNR).

Percebe-se que o histograma da imagem original apresenta valores isolados, denominado de histograma de pico isolado ou ilhas isoladas, conforme descrito por Silva e Gomes (2016). Ao examinar o histograma da imagem com artefatos após aplicação da Transformada de Radon, percebe-se a alteração na distribuição de frequência da imagem original com adição de valores e a descaracterização das regiões de pico. No que diz respeito as imagens tratadas, o histograma do **tratamento 01** por interpolação linear demonstra maior aproximação da imagem original, com atenuação dos valores secundários gerados e manutenção das regiões de pico. O **tratamento 02** por interpolação PCHIP tem comportamento semelhante a linear, atenuando valores secundários mas sem reconstrução expressiva nos valores de pico em relação a imagem original. O **tratamento 03**, spline cúbica é o que mais se aproxima da imagem com artefatos simulados. Já o histograma relativo ao **tratamento 04**, VMP demonstra, novamente, resultados pouco expressivos.

FIGURA 4.2 – Comparação dos histogramas variando entre 0 e 1



4.2 Avaliação com Imagens Reais

Na avaliação de uma fatia de tomografia computadorizada real, delineou-se um planejamento de experimento inteiramente casualizado para verificar possíveis diferenças entre os métodos implementados. Foi definida a unidade de estudo, que é a imagem corrompida por artefatos metálicos, na qual foram reconstruídos os dados corrompidos por artefatos por meio das quatro técnicas de interpolação aplicadas.

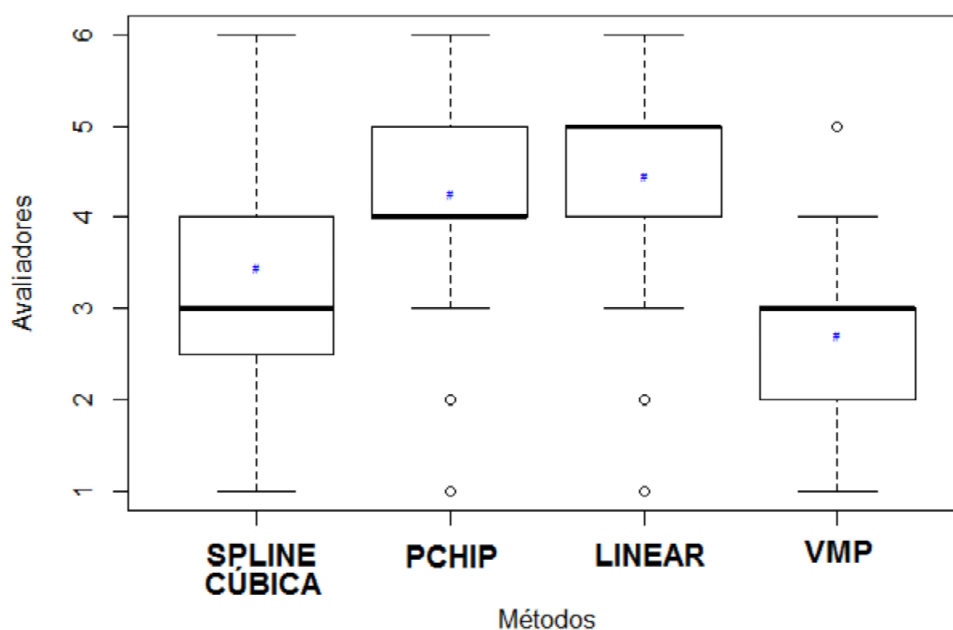
Para realização da avaliação qualitativa adotou-se a escala de Likert (1932) com critérios mutuamente excludentes conforme descrito no tópico 3.6 da metodologia, cujos valores atribuídos variam de 1 à 6, sendo 1 para *não utilizável*, 2 para *ruim*, 3 para *não apresenta melhora*, 4 para *aceitável*, 5 para *boa* e 6 para *excelente*. A amostra de avaliadores composta por: estudantes do curso de odontologia, especialistas do laboratório de prototipagem e alunos do Nutes, foi obtida através de um processo amostragem aleatório e simples, de tamanho 31, aos quais foram submetidos questionários, vide Apêndice A1, com a imagem corrompida pelo artefato metálico e a imagem tratada utilizando-se as quatro técnicas já descritas.

Considerando o delineamento inteiramente casualizado (*CID*), foi realizada uma análise de variância *ANOVA* para verificar possíveis diferenças entre os métodos avaliados de reconstrução dos dados corrompidos, que são por: interpolação linear, interpolação cúbica Hermitiana, interpolação *spline* cúbica e interpolação VMP, adotando-se o nível de significância de 5%. A Tabela A1, disposta no apêndice, mostra a composição dos resultados obtidos após aplicação da avaliação, em que as colunas representam os tratamentos e as linhas representam as repetições, ou seja, cada questionário aplicado.

De acordo com o *boxplot* na Figura 4.3, se vê claramente que o método de interpolação PCHIP e linear obtiveram avaliações melhores que o *spline* cúbica e VMP, no entanto observa-se ocorrência de *outliers* nas interpolações cúbica Hermitiana e linear mas que em nada comprometem a percepção dos resultados apresentados.

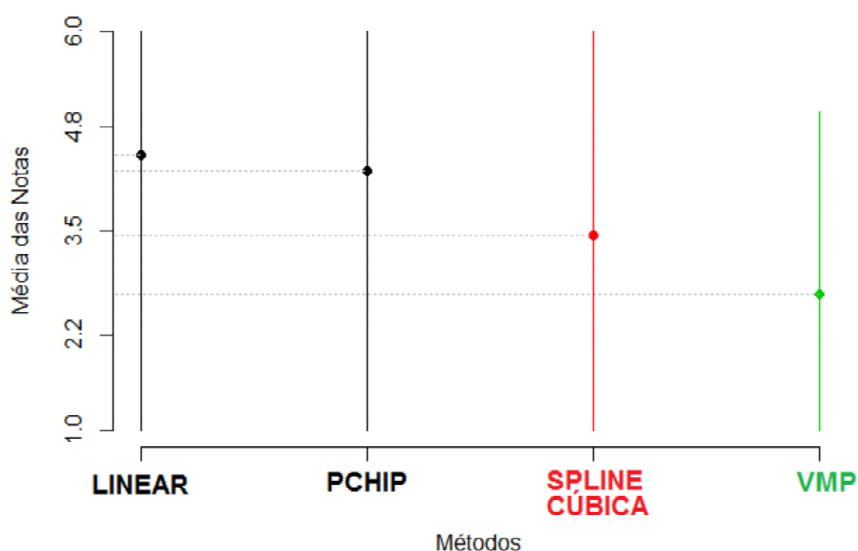
Observando o gráfico das médias agrupadas por cores na Figura 4.4, percebe-se que as interpolações linear e PCHIP obtiveram, em média, melhores resultados que a *spline* cúbica e VMP. Conforme se observa, a média da avaliação para o método linear

FIGURA 4.3 – Boxplot de avaliação para métodos de interpolação



é igual à 4.452, para o método PCHIP é 4.258, para o método *spline* cúbica foi igual a 3.453 e por fim o VMP é 2.71.

FIGURA 4.4 – Gráfico de médias agrupadas por cores



Fez-se necessário entretanto, a realização da análise de variância, ao nível de significância de 5%, para verificar a existência ou não de diferenças entre as médias nas avaliações em relação as técnicas aplicadas para reduzir os artefatos metálicos.

De acordo com a Tabela 4.2, observa-se que o teste F foi significativo, no qual o

p-valor 0,001, é muito inferior a 0,05. Isto mostra que há diferença significativa entre as médias das avaliações. O teste F aplicado nos diz que existem diferenças entre as médias das avaliações, no entanto não nos diz quais médias diferem entre si. Para isso, aplicou-se o teste de Tukey (1953) para comparação entre as médias. A opção pelo método de Tukey (1953) se deu pelo fato dos dados serem completos. De acordo com a Tabela 4.3 verifica-se que do ponto de vista estatístico, a reconstrução dos dados por meio da interpolação linear não apresenta diferença mínima significativa em relação à interpolação PCHIP, no entanto as técnicas linear e PCHIP tem diferença mínima significativa em relação ao *spline* cúbica e VMP.

TABELA 4.2 – Diferença entre médias avaliadas

	Grau de lib.	Soma dos quad.	Média dos quad.	Valor de F	p-valor
Métodos	3	59.44	19.815	14.89	0.001
Resíduos	120	159.68	1.331		

TABELA 4.3 – Diferença entre médias avaliadas pelo teste de Tukey

Tratamento	Média	M
Linear	4.451613	a
PCHIP	4.258065	a
Spline Cúbica	3.451613	b
VMP	2.709677	c

É interessante observar que, do ponto de vista estatístico, os métodos de reconstrução por interpolação linear e PCHIP não diferem entre si. Tal resultado corrobora o arcabouço teórico e os resultados simulados, de modo que nos leva a adotar os referidos métodos no software para os procedimentos de redução de artefatos metálicos.

Também adotou-se o nível de significância de 5% para avaliar as suposições do modelo estatístico proposto (CID), cujo resultado detalhado encontra-se no Apêndice A2. Com base neste, foram verificados a normalidade dos resíduos por meio do teste de Shapiro-Wilk (1965) e homogeneidade das variâncias por meio do teste de Bartlett (1937). No caso onde as variáveis não seguem um comportamento normal, foi utilizada a transformação ótima de Box-Cox (1964).

As informações geradas a partir desta análise estatística complementam os resultados obtidos na etapa de simulação com a relação sinal ruído, em vista disso,

reafirma-se a escolha das Interpolações Linear e Cúbica Hermitiana como mais adequadas para a redução de artefatos metálicos no método adotado. A interpolação linear apresenta, no entanto, vantagem devido ao baixo tempo de processamento em relação à interpolação cúbica Hermitiana conforme testes realizados por Lee e Jin (2015), o que justifica a escolha desta técnica na maioria das pesquisas que adotam o método de correção do sinograma por interpolação. Os resultados aqui obtidos evidenciam a eficiência interpolação linear tal qual descrito por Mouton et al (2013) e citado por Koehler et al (2012) e Gjestebj et al (2016).

No tocante à qualidade das imagens obtidas, a presente pesquisa diverge dos resultados obtidos no estudo de Lee e Jin (2015), em que a interpolação cúbica Hermitiana obteve resultado superior à interpolação linear. No entretanto, deve-se considerar que a aplicação do referido estudo visa avaliar técnicas interpolativas para reconstrução de dados durante aquisição de imagens em tomógrafos helicoidais, nesta pesquisa as técnicas de interpolação foram aplicadas em dados brutos de um sinogramas visando a correção de áreas afetadas por artefatos metálicos gerados a partir de objetos de alta densidade.

Registra-se ainda que os dados estatísticos e simulações convergem ao analisar a aplicação real dos tratamentos em uma imagem de tomografia afetada severamente por artefatos metálicos dos tipos espalhamento, endurecimento de feixe e sombreamento, conforme mostrado na Figura 4.5, em que este exemplo foi utilizado no formulário de avaliação.

FIGURA 4.5 – Imagem de Tomografia Real Corrompida por Artefatos

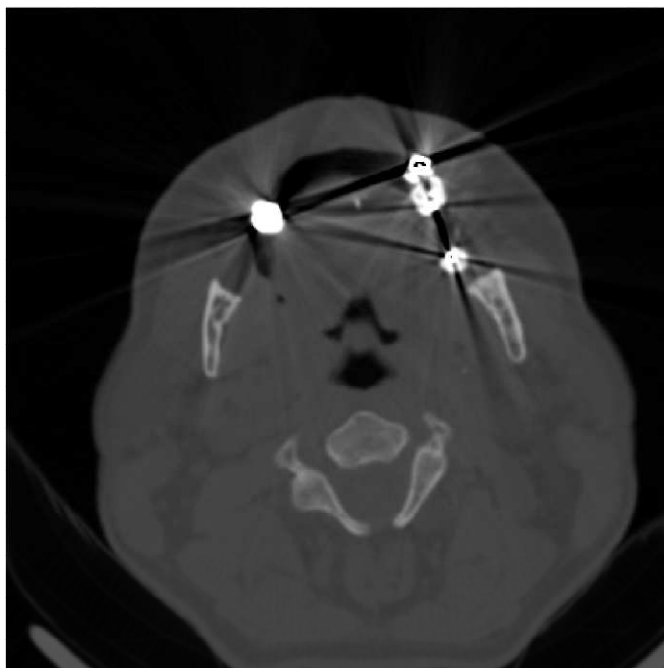
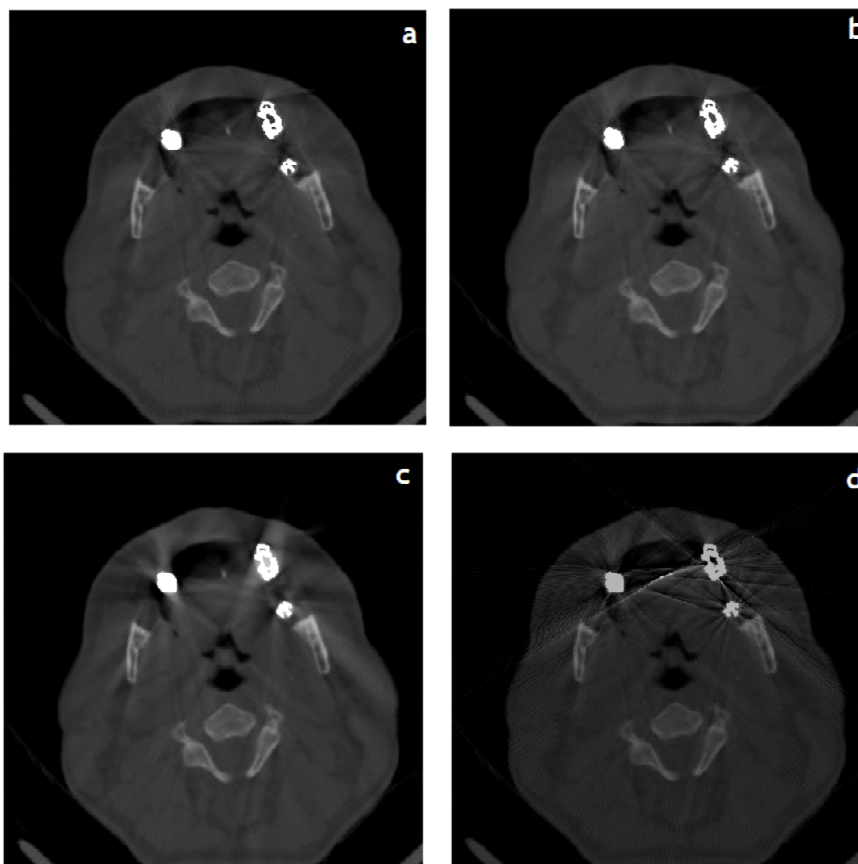


FIGURA 4.6 – Resultados Obtidos Após Tratamentos Aplicados



Pode-se observar na Figura 4.6 que a interpolação foi aplicada aos dados corrompidos na imagem produziu resultados satisfatórios apenas em na interpolação linear, exibido na Figura 4.6(a) e na interpolação cúbica Hermite, Figura 4.6(b). Em ambos os casos há uma significativa redução dos artefatos, restaurando as estruturas anatômicas do paciente. Este resultado está em conformidade com a análise das médias obtidas após avaliação, como pode ser visto no gráfico de médias agrupadas da Figura 4.4 e, conforme Tabela 4.3, não há diferença mínima significativa entre as médias das interpolações linear e cúbica Hermitiana. Por outro lado, o tratamento por meio da interpolação *spline* cúbica, na Figura 4.6(c), é a que mais se aproxima da imagem original com os efeitos causados pelos artefatos, ou seja, não houve redução significativa. Por fim, a Figura 4.6(d) apresenta o resultado após aplicação da interpolação VMP, com qualidade inferior aos demais métodos. Este comportamento está de acordo com a análise do gráfico de médias, no qual esta técnica obteve a menor pontuação.

4.3 Desenvolvimento do Protótipo

Como fruto desta pesquisa, obteve-se um protótipo para auxiliar na redução de artefatos metálicos. Para alcançar este objetivo, trabalhou-se em duas frentes:

- A escolha do método *MAR*: que se deu por meio de análise de requisitos, levantamento bibliográfico, testes em imagens reais e simulações.
- Processo de implementação: que se iniciou após escolha do método *MAR* e evoluiu paralelamente com: testes, simulações e feedbacks do especialista.

4.3.1 Visão Geral do Software MARIA

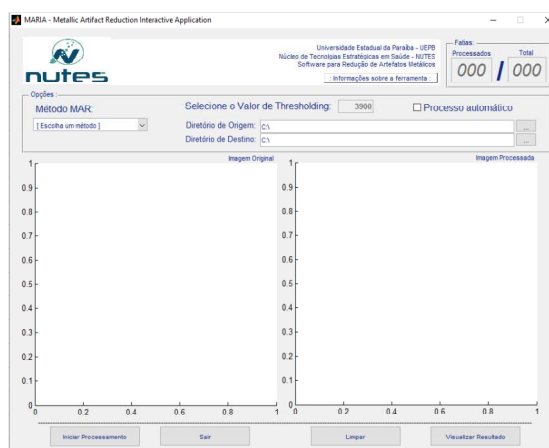
Para o desenvolvimento deste protótipo optou-se pela utilização do *MATLAB* da *MathWorks*, Inc., que Gonzalez et al (2004) descrevem como uma linguagem de alta performance para cálculos técnicos e integra recursos de: computação, visualização e programação em um ambiente fácil, no qual problemas e soluções são expressos com

notações matemáticas familiares. Gonzales et al (2004) destaca ainda que uma importante característica relativa à concepção de sistemas de processamento de imagens é o nível significativo de testes e experimentos que normalmente é requerido antes de chegar a uma solução aceitável. Desta maneira, o *MATLAB* juntamente com seu *Toolbox* de processamento de imagens são fortes aliados na resolução de problemas de processamento de imagens digitais.

O protótipo foi concebido visando uma interface prática e intuitiva, permitindo a visualização imediata de seus resultados. A Figura 4.7 apresenta a interface desenvolvida que consiste em um software de tela única denominado **MARIA SOFTWARE**, totalmente desenvolvido em linguagem *MATLAB*, na qual fez-se uso de suas funções e *toolbox* para construção do algoritmo MAR.

Dentre as funções utilizadas, destaca-se o uso da *interp1* na qual Moore (2011) descreve que o número 1 representa uma função unidimensional e faz uso de um conjunto de valores como entrada e que, por meio de parametrização, realiza interpolações do tipo: Vizinho mais próximo, Linear, Spline cúbica e Cúbica Hermite. Esta função utiliza conceitos matemáticos clássicos de interpolação descritos por Boor (1978).

FIGURA 4.7 – Escolha dos métodos *MAR* na ferramenta



O nome MARIA SOFTWARE acrônimo para *Metal Artifact Reduction Interactive Application*, foi escolhido por fazer referência a uma aplicação que intermediará a interação do operador com o computador durante o processo de redução de artefatos metálicos.

4.3.2 Métodos *MAR* Implementados

Conforme descrito nos tópicos anteriores, a redução dos artefatos ocorre por meio do método de **correção dos dados do sinograma** e, neste método, a única variação possível para ganho significativos na qualidade da imagem é a técnica de interpolação. Os resultados obtidos nas sessões anterior apontam que a técnica de interpolação linear é a mais recomendada para este método, de modo que o software utilizará esta técnica como padrão para redução de artefatos. Os resultados indicam ainda que a técnica de interpolação cúbica Hermitiana gerou resultados similares à linear e, por este motivo, também foi contemplada no software como método auxiliar ou para fins de comparação, conforme exposto na Figura 4.8.

FIGURA 4.8 – Interface da ferramenta de redução de artefatos



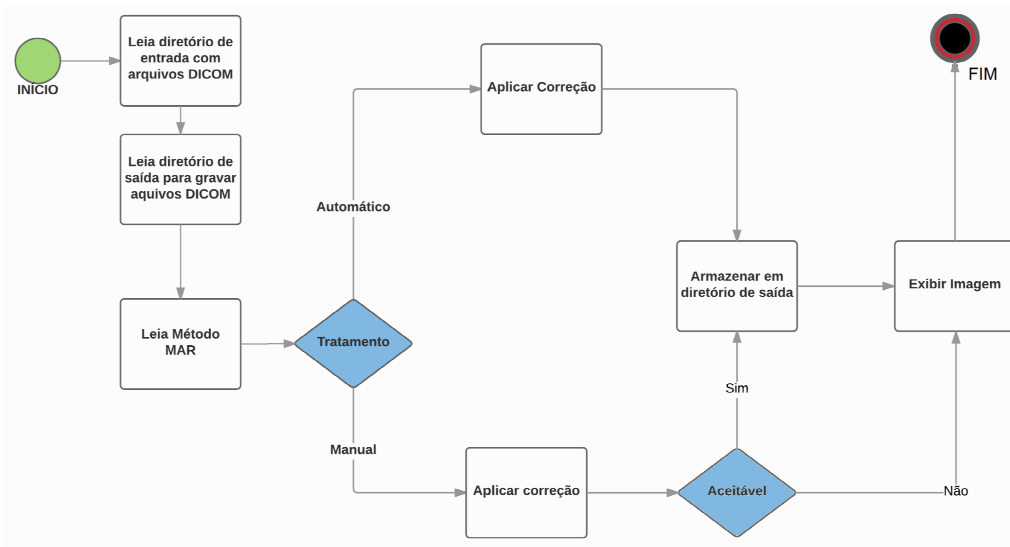
4.3.3 Funcionamento da Ferramenta

O tratamento das imagens no MARIA Software pode ocorrer tanto de forma automática como manual, o diagrama de blocos na figura 4.9 ilustra o funcionamento do protótipo nos dois cenários.

Na execução automática todas as fatias de uma tomografia computadorizada serão submetidas ao tratamento. Após selecionar o método e marcar a caixa “Processo automático”, basta selecionar o diretório onde estão localizadas as fatias e o diretório de destino, onde serão gravadas as fatias processadas. O operador deve aguardar a mensagem informando a conclusão da ação.

No processo manual, o operador seleciona as fatias que serão submetidas ao tratamento. As imagens serão exibidas lado a lado, a imagem original e a corrigida. O operador aceita ou rejeita a alteração, tal qual ilustrado na Figura 4.10. Esta abordagem é mais recomendada, principalmente quando há um número maior de objetos metálicos na tomografia, uma vez que no processo automático todas as fatias, mesmo

FIGURA 4.9 – Diagrama de blocos para o processo de tratamento no MARIA Software



que não existam dados corrompidos, serão processadas. Realizando a correção manualmente, o operador poderá escolher apenas as fatias corrompidas.

FIGURA 4.10 – Processo manual de redução de artefatos



É importante salientar que o protótipo desenvolvido não se propõe a eliminar totalmente a intervenção manual do operador, haja visto que o mesmo foi implementado no contexto de redução e não remoção dos artefatos. Deste modo, o software se propõe a evidenciar as estruturas prejudicadas pelos artefatos metálicos e reduzir o efeito destes a um nível em que as imagens permaneçam ainda clinicamente úteis, diminuindo consideravelmente o tempo de intervenção.

5 Considerações Finais

Esta pesquisa contribuiu com evidências empíricas sobre a redução de artefatos metálicos por meio de correção do sinograma. Pode-se avaliar, com base em testes e simulações o desempenho das técnicas clássicas de interpolação e inferir sobre os resultados obtidos, onde estes corroboram as colocações de Mouton et al (2013) e Gjestebj et al (2016) no que diz respeito ao uso da interpolação linear para o método MAR escolhido em diversas bibliografias. Há ainda de se observar que a interpolação cúbica Hermitiana produz resultados semelhantes a linear.

A escolha do método foi fundamental para alcançar os objetivos traçados neste estudo, em que a proposta principal é gerar uma solução de baixa exigência computacional para automatizar o processo de redução de artefatos em tomografias usadas na impressão dos biomodelos para planejamentos cirúrgicos. Os objetivos apresentados foram plenamente atingidos o software desenvolvido e disponibilizado para o laboratório de prototipagem. O software em questão passa a ser recurso para demandas futuras diminuindo significativamente o tempo gasto nas imagens com artefato metálicos, minimizando a intervenção manual nas mesmas e conseqüentemente evitando a falha humana inerentes ao processo longo e desgastante de correção.

Outra contribuição desta pesquisa, foi a avaliação de diferentes técnicas de interpolação no intuito de escolher a melhor técnica para o métodos MAR adotado. Pode-se afirmar, com base em dados estatísticas, avaliação qualitativa, simulações e testes, que o método de interpolação linear é o mais adequado para o método adotado. Por fim, conclui-se que a soma de resultados produzidos levaram a pesquisa alcançar os objetivos traçados.

É importante salientar que a ferramenta não se propõe a eliminar totalmente a intervenção manual do operador, haja visto que o mesmo foi implementado no contexto de redução e não remoção dos artefatos. Deste modo, o software se propõe a evidenciar as estruturas prejudicadas e reduzir o efeito dos artefatos metálicos a um nível em que as imagens permaneçam clinicamente uteis, minimizando o tempo de intervenção.

6 Propostas Futuras

Tendo como suporte as pesquisas de Mouton (2013) e Gjestebj et al (2016), constata-se que novos métodos vêm ganhando destaque no campo da redução de artefatos metálicos. Tais métodos, apontam tendências crescentes em novas soluções nesta área. Evidenciando as informações observadas nestas bibliografias, propõe-se duas linhas de pesquisa para redução de artefatos em trabalhos futuros:

1. Reconstrução iterativa: apesar de relativamente novo, este método expressa resultados relevantes em relação aos demais. O grande desafio nesta abordagem está em dois aspectos: a complexidade na implementação dos algoritmos de reconstrução e o elevado custo computacional exigido.
2. Métodos híbridos: uma abordagem ainda pouco aplicada é a junção de dois ou mais métodos MAR em pesquisas recentes. Na investigação de métodos para correção, constata-se que cada método tem uma deficiência específica. Ao aliar dois ou mais métodos em modo de compensação, os resultados podem ser potencializados.

Referências

- ABDOLI, M.; JONG, J. R. de; PRUIM, J.; DIERCKX, R. A.; ZAIDI, H. Reduction of artefacts caused by hip implants in ct-based attenuation-corrected pet images using 2-d interpolation of a virtual sinogram on an irregular grid. **European journal of nuclear medicine and molecular imaging**, Springer, v. 38, n. 12, p. 2257–2268, 2011.
- ALI, S. T. M.; HAMAD, M. M.; AYAD, C. E.; ABDALLA, E. A.; AHMED, A. S. *et al.* Evaluation of the technical specifications of computerized tomography scanners in jazan. **Sudan Medical Monitor**, Medknow Publications, v. 8, n. 3, p. 159, 2013.
- BANKMAN, I. Handbook medical imaging processing analysis. 2000. **Size of stroke in pixels developed algorithm**, v. 172, n. 397, p. 829.
- BARTLETT, M. S. Properties of sufficiency and statistical tests. **Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences**, JSTOR, p. 268–282, 1937.
- BIRKFELLNER, W. **Applied medical image processing: a basic course**. [S.l.]: CRC Press, 2015.
- BOX, G. E.; COX, D. R. An analysis of transformations. **Journal of the Royal Statistical Society. Series B (Methodological)**, JSTOR, p. 211–252, 1964.
- BUCHSBAUM, T. **Orthopedic Hip Implants, Extended Hounsfield Units, and Artifact Reduction: Evaluation of a Commercial CT System**. Dissertação (Mestrado) — Fernstudium Medizinische Physik - Technische Universität Kaiserslautern, Kaiserslautern, Alemanha, 2013. Available online at https://www.researchgate.net/publication/274946722_Orthopedic_Hip_Implants_Extended_Hounsfield_Units_and_Artifact_Reduction_Evaluation_of_a_Commercial_CT_System.
- BURGER, W.; BURGE, M. J. **Digital image processing: an algorithmic introduction using Java**. [S.l.]: Springer, 2016.
- DAFFNER, R. H.; HARTMAN, M. **Clinical radiology: the essentials**. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2013.
- DENNISON, S.; FAHLMAN, A.; MOORE, M. The use of diagnostic imaging for identifying abnormal gas accumulations in cetaceans and pinnipeds. **The physiological consequences of breath-hold diving in marine mammals; the Scholander legacy**, p. 78, 2007.
- DEY, N.; BHATEJA, V.; HASSANIEN, A. E. **Medical Imaging in Clinical Applications: Algorithmic and Computer-Based Approaches**. [S.l.]: Springer, 2016.

- DOUGHERTY, G. **Digital image processing for medical applications**. [S.l.]: Cambridge University Press, 2009.
- DOURADO, W. B. Avaliação de técnicas de interpolação de imagens digitais. Universidade Estadual Paulista (UNESP), 2014.
- FILHO, O. M.; NETO, H. V. **Processamento digital de imagens**. [S.l.]: Brasport, 1999.
- GETREUER, P. Linear methods for image interpolation. **Image Processing On Line**, v. 1, 2011.
- GJESTEBY, L.; MAN, B. D.; JIN, Y.; PAGANETTI, H.; VERBURG, J.; GIANTSOUDI, D.; WANG, G. Metal artifact reduction in ct: Where are we after four decades? **IEEE Access**, IEEE, v. 4, p. 5826–5849, 2016.
- GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. Image processing. **Digital image processing**, v. 2, 2007.
- GONZALEZ, R. C. E.; WOODS, S. L.; GONZALEZ, R. E. R. E. R. C.; WOODS, R. E.; EDDINS, S. L. **Digital image processing using MATLAB**. [S.l.: s.n.], 2004.
- HSIEH, J. **Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances**. [S.l.]: SPIE press, 2009.
- KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. **Khan's the physics of radiation therapy**. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- KOEHLER, T. **Metal artifact reduction from metallic dental fillings and/or crowns in computed tomography (ct) and/or x-ray**. [S.l.]: Google Patents, jan. 22 2013. US Patent App. 14/371,302.
- KOEHLER, T.; BRENDEL, B.; BROWN, K. A new method for metal artifact reduction. In: **The Second International Conference on Image Formation in X-ray Computed Tomography, June 24-27, 2012, Salt Lake City, Utah, USA; authors version**. [S.l.: s.n.], 2012.
- LEE, J. J. **Formação e processamento de imagens de ultrassom**. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2010.
- LEHMANN, T. M.; GONNER, C.; SPITZER, K. Survey: Interpolation methods in medical image processing. **IEEE transactions on medical imaging**, IEEE, v. 18, n. 11, p. 1049–1075, 1999.
- MALECKI, A.; HERZEN, J. **X-Ray Computed Tomography**. [S.l.].
- MARTINS, S. d. R. **Estudo avaliativo de um algoritmo genético auto-organizável e multiobjetivo utilizando aprendizado de máquina para aplicações de telecomunicações**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 2012.
- MEYER-BAESE, A.; SCHMID, V. J. **Pattern recognition and signal analysis in medical imaging**. [S.l.]: Elsevier, 2014.

- MOUTON, A.; MEGHERBI, N.; SLAMBROUCK, K. V.; NUYTS, J.; BRECKON, T. P. An experimental survey of metal artefact reduction in computed tomography. **Journal of X-ray science and technology**, IOS Press, v. 21, n. 2, p. 193–226, 2013.
- PEGORARO, G. d. A. **Artefatos em tomografia computadorizada: revisão de literatura e relato de caso**. 2015.
- ROMANS, L. E. **Computed tomography for technologists: Exam review**. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
- SENTHILKUMARAN, N.; VAITHEGI, S. Image segmentation by using thresholding techniques for medical images. **Computer Science & Engineering: An International Journal**, v. 6, n. 1, 2016.
- SHAPIRO, S. S.; WILK, M. B. An analysis of variance test for normality (complete samples). **Biometrika**, Biometrika Trust, v. 52, n. 3-4, p. 591–611, 1965.
- SHEPP, L. A.; LOGAN, B. F. The fourier reconstruction of a head section. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, IEEE, v. 21, n. 3, p. 21–43, 1974.
- TEAM, R. C. **R: A language and environment for statistical computing**. **R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria**. 2013. 2014. Available online at <https://www.R-project.org/>.
- TIMMER, J. **Metal artifact correction in computed tomography**. [S.l.]: Google Patents, mar. 4 2008. US Patent 7,340,027.
- US, D. Metal artifact reduction in sinograms of dental computed tomography. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, 2013.
- WEBB, S. **The physics of medical imaging**. [S.l.]: CRC Press, 1988.

Apêndice A -

TABELA A.1 – Composição de resultados da avaliação

<i>Amostra / Método</i>	VMP	Linear	Cúbica Hermitiana	Spline Cúbica
Avaliador 01	3	5	4	3
Avaliador 02	1	4	4	3
Avaliador 03	2	4	4	4
Avaliador 04	1	1	1	1
Avaliador 05	3	4	3	4
Avaliador 06	2	5	5	5
Avaliador 07	4	6	5	4
Avaliador 08	5	4	4	4
Avaliador 09	3	3	4	3
Avaliador 10	4	6	5	2
Avaliador 11	2	4	4	2
Avaliador 12	3	2	4	2
Avaliador 13	3	5	5	3
Avaliador 14	3	4	4	3
Avaliador 15	3	4	4	3
Avaliador 16	1	4	2	2
Avaliador 17	2	4	5	4
Avaliador 18	4	5	5	5
Avaliador 19	3	4	4	3
Avaliador 20	2	4	5	5
Avaliador 21	2	5	5	2
Avaliador 22	3	5	4	4
Avaliador 23	3	5	4	4
Avaliador 24	2	5	5	2
Avaliador 25	3	5	3	3
Avaliador 26	3	4	3	2
Avaliador 27	1	5	3	3
Avaliador 28	5	6	6	5
Avaliador 29	5	5	6	6
Avaliador 30	2	6	6	4
Avaliador 31	2	5	6	5

Apêndice A2:

Análise Estatística dos Dados Coletados

```
# Resumo Geral das Estatísticas descritivas apresentadas para cada Método
```

```
> resumogeral = by(dados$NOTAS,dados$METODOS, summary)
```

```
> resumogeral
```

```
dados$METODOS: SPLINE CUBICA
```

```
  Min. 1st Qu.  Median    Mean 3rd Qu.    Max.
 1.000  2.500   3.000   3.452  4.000   6.000
```

```
dados$METODOS: CUBICA HERMITIANA
```

```
  Min. 1st Qu.  Median    Mean 3rd Qu.    Max.
 1.000  4.000   4.000   4.258  5.000   6.000
```

```
dados$METODOS: LINEAR
```

```
  Min. 1st Qu.  Median    Mean 3rd Qu.    Max.
 1.000  4.000   5.000   4.452  5.000   6.000
```

```
dados$METODOS: VMP
```

```
  Min. 1st Qu.  Median    Mean 3rd Qu.    Max.
 1.000  2.000   3.000   2.710  3.000   5.000
```

```
###-----
```

```
# Análise da Variância (ANOVA)
```

```
> summary(dados.av)
```

```
          Df Sum Sq Mean Sq F value    Pr(>F)
METODOS    3   59.44  19.815   14.89 >0,001 ***
Residuals 120  159.68   1.331
```

```
---
Signif. codes:  0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1
```

```
# De acordo com a ANOVA, pode-se concluir, ao nível de 5% de significância, que houve diferenças significativas entre os métodos analisados( $p < 0,05$ )
```

```
###-----
```

```
#Coeficiente de variação (CV)
```

```
> cv.model(dados.av)
```

```
[1] 31.02786
```

```
###-----
```

```
# Teste de Bartlett para homogeneidade das variâncias (OK!)
```

```
> bartlett.test(dados.av$res, METODOS)
```

```
      Bartlett test of homogeneity of variances
```

```
data: dados.av$res and METODOS
```

```
Bartlett's K-squared = 0.48338, df = 3, p-value = 0.9225
```

###-----

```
# Teste de Shapiro para normalidade dos resíduos(OK!)
```

```
> shapiro.test(dados.av$res)
```

```
Shapiro-wilk normality test
```

```
data: dados.av$res
```

```
W = 0.97251, p-value = 0.05237
```

###-----

```
# Teste de Tukey para comparação das médias
```

```
> tuk
```

```
$groups
```

	Trt	means	M
1	LINEAR	4.451613	a
2	CUBICA HERMITIANA	4.258065	a
3	SPLINE CUBICA	3.451613	b
4	VMP	2.709677	c

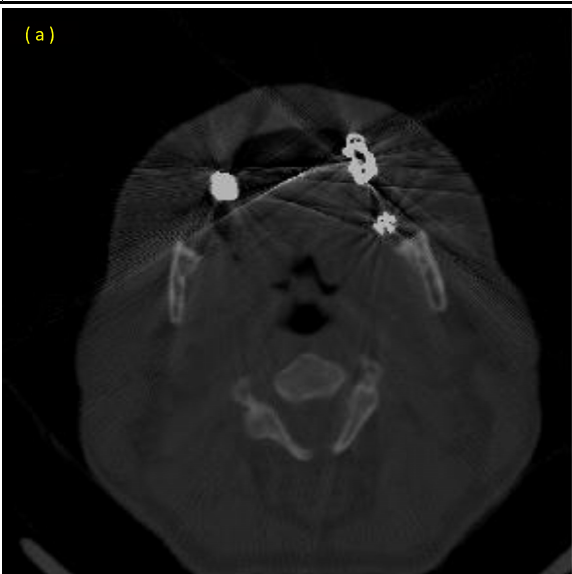
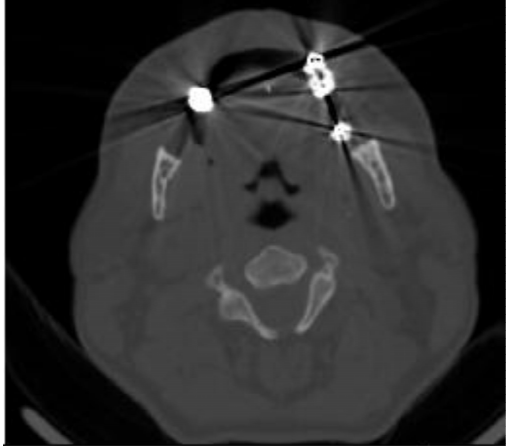
Apêndice A3: Fatia de tomografia computadorizada afetada com artefatos metálicos ocasionados pela presença de restaurações do tipo amálgama.

A imagem em questão foi submetida quatro métodos para redução de artefatos metálicos. Avalie o resultado de cada método com notas de 1 a 6 de acordo com a legenda abaixo:

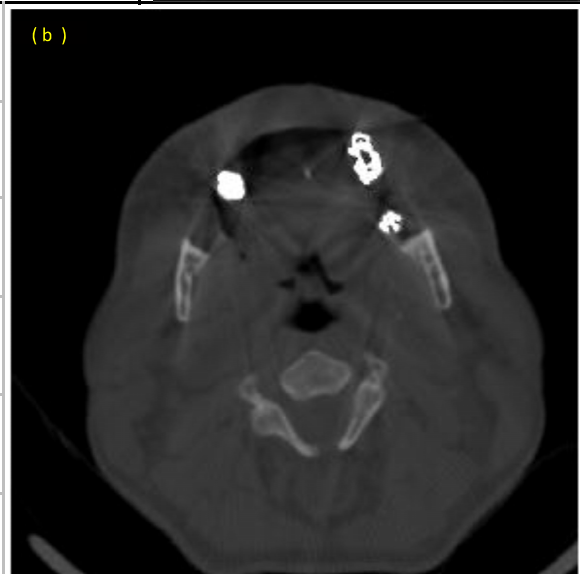
- [6] Excelente
- [5] Boa
- [4] Aceitável
- [3] Não apresenta melhora
- [2] Ruim
- [1] Não utilizável

Favor marcar com **X** uma das notas para cada imagem.

Original



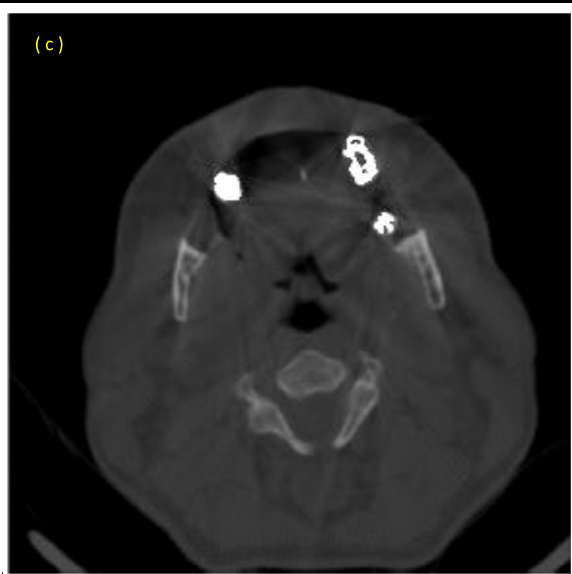
- 6
- 5
- 4
- 3
- 2
- 1



- 6
- 5
- 4
- 3
- 2
- 1

Imagem corrigida através de método de Interpolação "Vizinho mais próximo"

Imagem corrigida através do método de Interpolação Linear



- 6
- 5
- 4
- 3
- 2
- 1



- 6
- 5
- 4
- 3
- 2
- 1

Imagem corrigida através do método de Interpolação Cúbica Hermitiana

Imagem corrigida através do método de Interpolação Spline Cúbica



Protocolo de Aquisição de Imagens Tomográficas

Recomendações Técnicas:

- Matriz: 512x512
- FOV (Campo de Visão) 140 a 180mm (incluir somente a região de interesse)
- Gantry tilt (Inclinação do Gantry: 0º)
- Espessura do corte: 1mm ou menos.
- Intervalo de Reconstrução (Espaçamento entre as fatias): 1mm ou menos
- Pitch: 1:1

Demais Recomendações:

- O paciente deve estar imóvel durante todo o exame, caso ele se mova será necessário reiniciar o procedimento. O paciente deverá estar em repouso muscular e oclusão dentária.
- Deve haver uma margem de 10mm acima e abaixo da área de interesse determinada pelo cirurgião. Usar única imagem ou série contendo maxila e mandíbula.
- Usar fatias contínuas ou pequenas sobreposições para tomógrafos helicoidais. Escolha a combinação espaçamento/largura da fatia adequada ao aparelho utilizado e ao tamanho da estrutura a ser examinada. Abaixo seguem alguns exemplos:

Espessura	Espaçamento
1,0	0,8 a 0,5
1,0	1,0
1,25	1,25 ou 0,6
2,0	1,0
3,0	1,0

- O exame deve ser completamente arquivado. Não arquivar imagens comprimidas.
- Os dados originais do exame devem ser mantidos nos arquivos da clínica ou hospital até que o Promed confirme o recebimento dos dados.
- Se possível, utilize marcador radio-opaco à direita da anatomia para confirmar orientação.
- Enviar o CD para o Promed. Se for possível, enviar os arquivos DICOM via internet, por favor entrar em contato antecipadamente.
- ma/KVP 200-150mA/120KVP - pequenas variações* *baixo mA para estruturas ósseas, alto mA para incluir tecidos.
- Algoritmo: Tecido - não osso ou detalhes
- FOV - incluir somente estrutura de interesse.

- Remover quaisquer estruturas metálicas antes da tomografia: piercings, jóias, próteses removíveis. Caso as restaurações metálicas e próteses fixas estejam com retirada planejada, retirá-las antes do procedimento tomográfico.
- Pedir que o paciente não se mova, incluindo abrir e fechar a boca ou inclinar a cabeça.
- A direção do plano de corte axial deve estar paralelo ao plano oclusal do paciente ou da prótese radiopaca. O gantry tilt deve ser 0°. O correto alinhamento das arcadas deve ser feito inclinando-se a cabeça do paciente e mantendo a boca aberta.
- Caso não haja prótese radiopaca ou o paciente não possua dentes, o alinhamento deverá seguir a crista do rebordo ósseo alveolar.
- Utilize um bloco radiolúcido de mordida para manter a posição da mordida fixa.
- Utilize as almofadas juntamente com o velcro de travamento do tomógrafo para estabilizar a posição da cabeça.
- No caso da tomada radiográfica não ser helicoidal, todos os cortes devem ser realizados na mesma direção e não possuem espaçamento maior que 1,0mm. De preferência os cortes devem possuir a mesma espessura do espaçamento (1,0mm).

Reformatação das Imagens:

- Utilize o algoritmo de reconstrução para tornar as imagens o mais definidas (sharp) possível, de forma que se possa identificar estruturas ósseas internas, tais como, nervo alveolar inferior, e raízes dentárias. Este algoritmo está definido normalmente como bone ou high-resolution.
- Reconstrua as imagens com matriz 512x512 pixels e com um F.O.V. entre (140 a 180mm) para incluir todo arco e otimizar a resolução de saída.