

Universidade Federal de Campina Grande
Centro de Engenharia Elétrica e Informática
Coordenação de Pós-Graduação em Ciência da Computação

**Reconstrução de tomografia computadorizada
através de interpolação baseada em registro**

Daniel Marques Vasconcelos Guimarães

Campina Grande – PB
07/08/2020

Universidade Federal de Campina Grande
Centro de Engenharia Elétrica e Informática
Coordenação de Pós-Graduação em Ciência da Computação

Reconstrução de tomografia computadorizada
através de interpolação baseada em registro

Daniel Marques Vasconcelos Guimarães

Dissertação submetida à Coordenação do Curso de Pós-Graduação em
Ciência da Computação da Universidade Federal de Campina Grande -
Campus I como parte dos requisitos necessários para obtenção do grau
de Mestre em Ciência da Computação.

Área de Concentração: Ciência da Computação

Linha de Pesquisa: Processamento de Imagens

Prof. Dr. Carlos Wilson Dantas de Almeida

(Orientador)

Campina Grande, Paraíba, Brasil

©Daniel Marques Vasconcelos Guimarães, 07/08/2020

G963r Guimarães, Daniel Marques Vasconcelos.
Reconstrução de tomografia computadorizada através de interpolação baseada em registro / Daniel Marques Vasconcelos Guimarães. - Grande, 2020.
130f. : il. Color.

Dissertação (Mestrado em Ciência da Computação) - Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Engenharia Elétrica e Informática, 2020.
"Orientação: Prof. Dr. Carlos Wilson Dantas de Almeida".
Referências.

1. Tomografia Computadorizada. 2. Reconstrução. 3. Interpolação Baseada em Registro. 4. Artefatos Metálicos. I. Almeida, Carlos Wilson Dantas de. II. Título.

CDU 616.073.7(043)

FICHA CATALOGráfICA ELABORADA PELA BIBLIOTECÁRIA ITAPUANA SOARES DIAS CRB-15/93

**RECONSTRUÇÃO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA ATRAVÉS DE
INTERPOLAÇÃO BASEADA EM REGISTRO**

DANIEL MARQUES VASCONCELOS GUIMARÃES

DISSERTAÇÃO APROVADA EM 07/08/2020

**CARLOS WILSON DANTAS DE ALMEIDA, Dr., UFCG
Orientador(a)**

**HERMAN MARTINS GOMES, Ph.D, UFCG
Examinador(a)**

**EANES TORRES PEREIRA, Dr., UFCG
Examinador(a)**

**ROBSON PEQUENO DE SOUSA, Dr., UEPB
Examinador(a)**

CAMPINA GRANDE - PB

Resumo

A presença de artefatos metálicos (ruídos) em tomografias computadorizadas atrapalha o diagnóstico médico. Quando uma imagem é reconstruída usando dados incompletos, ocorrem alterações não naturais na aparência, conhecidas como artefatos, que geralmente são observadas como faixas claras ou escuras na imagem. Erros em tomografias computadorizadas afetam a capacidade de diagnóstico e dificultam a distinção precisa dos tipos de tecidos, prejudicando o planejamento de radiação para o tratamento de câncer ou de exames de ortopedia ou odontologia, devido à alta qualidade necessária da imagem de tomografia computadorizada. Diversos métodos para redução de artefatos metálicos em imagens médicas foram desenvolvidos nos últimos 40 anos. Esta dissertação propõe um método de interpolação tridimensional baseada em registro entre fatias adjacentes para reconstrução de tomografias computadorizadas. Foram criados artefatos metálicos em tomografias sem ruídos, que afetassem 1, 2, 3, 4, 5 e 9 fatias consecutivas de tomografias computadorizadas, para posterior reconstrução e comparação com o método de interpolação linear clássica, juntamente com outros métodos de recuperação de informações através da transformada de Radon e da Projeção Fanbeam na reconstrução das fatias de tomografias computadorizadas afetadas por artefatos metálicos. Análises quantitativas utilizando as métricas de correlação, PSNR e erro médio absoluto; e análises qualitativas foram realizadas para avaliar o desempenho do método de interpolação baseada em registro. Os resultados mostram que o método proposto apresenta melhores resultados com as métricas citadas anteriormente em relação a interpolação linear a partir da reconstrução de no mínimo 3 fatias consecutivas de tomografia computadorizada. Com a utilização de métodos de interpolação, as tomografias computadorizadas reconstruídas apresentaram o efeito de *aliasing*, estando este efeito mais atenuado na interpolação baseada em registro do que na interpolação linear.

Palavras-chaves: Tomografia Computadorizada; Interpolação Baseada em Registro; Redução de Artefatos Metálicos.

Abstract

The presence of metallic artifacts (noise) in computed tomography disturbs the medical diagnosis. When an image is reconstructed using incomplete data, unnatural changes in appearance occur, known as artifacts, which are usually seen as light or dark bands in the image. Errors in CT scans affect the diagnostic capacity and make it difficult to accurately distinguish the types of tissues, impairing radiation planning for the treatment of cancer, or orthopedics or dentistry exams, due to the high quality required of the CT scan image. Several methods for reducing metallic artifacts in medical images have been developed in the last 40 years. This dissertation proposes a method of three-dimensional interpolation based on registration between adjacent slices for reconstruction of computed tomographies. Metallic artifacts were created in tomography without noise, affecting 1, 2, 3, 4, 5 and 9 consecutive slices of CT scans, for later reconstruction and comparison with the classical linear interpolation method, along with other methods of information retrieval through the Radon transform and the Fanbeam projection in the reconstruction of slices of computed tomography affected by metallic artifacts. Quantitative analyzes using the correlation, PSNR and absolute mean error metrics; and qualitative analyzes were performed to evaluate the performance of the record-based interpolation method. The results show that the proposed method presents better results with the metrics mentioned above in relation to linear interpolation from the reconstruction of at least 3 consecutive slices of computed tomography. With the use of interpolation methods, the reconstructed computed tomographies showed the effect of aliasing, this effect being more attenuated in record-based interpolation than in linear interpolation.

Keywords: Computed Tomography; Registration-Based Intepolation; Metal Artifacts Reduction.

Agradecimentos

Como sempre, agradeço primeiro a Deus por me manter nesta caminhada em busca dos meus objetivos e sonhos, mesmo que com várias dificuldades, mas, sendo estas, motivos de fortalecimento e amadurecimento.

Aos meus pais, a senhora Maria José e o senhor Edgley, que sempre foram o alicerce da minha vida, sempre dando apoio e motivação para alcançar a conclusão deste mestrado. Também aos meus irmãos, Larissa e Mateus, que caminham nesta mesma direção, mas em cursos diferentes, buscando atingir seus sonhos.

À minha futura esposa, a senhorita Ana Márcia, que me deu forças, me ajudou, me aconselhou em várias questões no âmbito acadêmico, tanto em pesquisas, como também no início da minha carreira como docente, estando presente em vários momentos, agradeço toda sua paciência e compreensão.

Desde criança, lembro de todos os professores que marcaram a minha vida, por isso, venho agradecer ao professor Carlos Wilson, por diversos conselhos que foram cruciais para a finalização deste mestrado, sendo um excelente orientador e uma excelente pessoa. Sou grato por todos os seus ensinamentos e pelos conselhos recebidos ao me auxiliar em uma das cadeiras do estágio a docência.

Também não posso esquecer de outros três professores do programa de pós-graduação da UFCG. Ao professor Nazareno, por todo o ensinamento e por me mostrar a área de visualização e análise de dados, área que pretendo aprender mais daqui por diante e me especializar. Ao professor Francisco Brasileiro (fubica), que me ensinou a pesquisar corretamente e de maneira eficiente. Também ao professor André Augusto, suas aulas sobre metodologia do ensino superior foram e são essenciais para quem quer seguir a carreira de docente.

Trago também a lembrança de outros professores que me guiaram por este caminho, agradeço à professora Railda, por ter feito a maior de todas as tarefas de um professor, me ensinou a ler e a escrever. A professora Núbia, que foi uma segunda mãe, sempre me incentivando a estudar durante o ensino fundamental. Agradeço a professora Liliane, a melhor professora de geografia, que me acompanhou durante o ensino fundamental e médio. A dois grandes professores de matemática, professores Genailson e Rivaildo, sendo estes, influenciadores diretos que contribuíram para a escolha do curso de computação.

Não posso esquecer de alguns amigos que fiz durante o mestrado, que me ajudaram e me ensinaram a ser um pesquisador e uma pessoa melhor. Os senhores, Fernando Lordão, Francinaldo Novaes, Wagner Medeiros e José Hiago, sou grato pela amizade de vocês.

In memoriam dos meus avós Maria, Nair e Inácio Guimarães, do meu tio Lula, da minha tia Côca, da minha tia Graça e do meu primo Kristopher Steiner. Sempre lembrarei de todos vocês.

Conteúdo

1	Introdução	1
1.1	Tomografia computadorizada	1
1.2	Aparelho de tomografia computadorizada	3
1.3	Artefatos metálicos	5
1.3.1	Endurecimento do feixe	7
1.3.2	Dispersão	8
1.3.3	Ruído nas medições	9
1.3.4	Reconstrução de tomografias afetadas por artefatos metálicos	10
1.4	Formato DICOM	12
1.5	Objetivos	12
1.6	Justificativa	13
1.7	Detalhamento do problema	13
1.7.1	Perfomance computacional	14
1.8	Trabalhos relacionados	14
1.9	Organização da dissertação	15
2	Revisão de Literatura	16
2.1	Aquisição de dados	16
2.2	Transformada de Radon	17
2.3	Projeção Fanbeam	19
2.3.1	Raios Equiangulares	21
2.3.2	Detectores colineares igualmente espaçados	24
2.4	Escala Hounsfield	27
2.5	Técnicas para redução de artefatos metálicos	29

2.5.1	Otimização do implante metálico	30
2.5.2	Aperfeiçoamento da aquisição	30
2.5.3	Pré-processamento baseado em fatores físicos	31
2.5.4	Correção da projeção	31
2.5.5	Reconstrução iterativa	31
2.5.6	Pós-processamento de imagem	32
2.6	Interpolação	32
2.6.1	Interpolação tridimensional	33
3	Metodologia	35
3.1	Processo de reconstrução e redução dos artefatos metálicos	35
3.2	Premissa básica da interpolação baseada em registro	36
3.3	Descrição do algoritmo	38
3.4	Avaliação	41
3.5	Informações dos dados	42
3.6	Experimentação	42
3.7	Avaliação pelas métricas de qualidade em imagens	44
4	Resultados e Discussão	46
4.1	Reconstrução de uma fatia de tomografia computadorizada	46
4.1.1	Coeficiente de correlação de Pearson	46
4.1.2	Relação sinal-ruído de pico (<i>PSNR</i>)	48
4.1.3	Erro médio absoluto	50
4.1.4	Avaliação qualitativa	51
4.2	Reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada	53
4.2.1	Coeficiente de correlação de Pearson	53
4.2.2	Relação sinal-ruído de pico (<i>PSNR</i>)	57
4.2.3	Erro Médio Absoluto	61
4.2.4	Avaliação qualitativa	65
4.3	Reconstrução de três fatias de tomografia computadorizada	69
4.3.1	Coeficiente de correlação de Pearson	69
4.3.2	Relação sinal-ruído de pico (<i>PSNR</i>)	71

4.3.3	Erro médio absoluto	73
4.3.4	Avaliação qualitativa	75
4.4	Reconstrução de quatro fatias de tomografia computadorizada	80
4.4.1	Coeficiente de correlação de Pearson	80
4.4.2	Relação sinal-ruído de pico (<i>PSNR</i>)	82
4.4.3	Erro médio absoluto	84
4.4.4	Avaliação qualitativa	86
4.5	Reconstrução de cinco fatias de tomografia computadorizada	92
4.5.1	Coeficiente de correlação de Pearson	92
4.5.2	Relação sinal-ruído de pico (<i>PSNR</i>)	94
4.5.3	Erro médio absoluto	96
4.5.4	Avaliação qualitativa	98
4.6	Reconstrução de nove fatias de tomografia computadorizada	105
4.6.1	Coeficiente de correlação de Pearson	105
4.6.2	Relação sinal-ruído de pico (<i>PSNR</i>)	107
4.6.3	Erro médio absoluto	109
4.6.4	Avaliação qualitativa	111
4.7	Discussão	122
5	Conclusões	126
A	Apêndice I	131

Lista de Símbolos

$^{\circ}$ - grau celsius

a - coeficiente angular da reta

b - coeficiente linear da reta

γ - ângulo do raio central

π - pi

∞ - limite de integração

μ - coeficiente de atenuação linear

ρ - representação normal da equação da reta em coordenadas cartesianas

θ - ângulo da projeção

$R_{\beta(\gamma)}$ - função da projeção fan equiangular

$R_{\beta(S)}$ - função da projeção fan de detectores igualmente espaçados

Lista de Siglas e Abreviações

cos - cosseno

sin - seno

tan - tangente

2D - 2 Dimensões

3D - 3 Dimensões

ACR-NEMA - College of Radiology (ACR) and the National Electrical Manufacturers Association (NEMA)

ADC - Analog to Digital Converters

CAD - Computer Aided Diagnosis

CAS - Computer Assisted Surgery

CAT - Computed Axial Tomography

CBCT - Cone Beam Computed Tomography

CPU - Central Processing Unit

CT - Computed Tomography

DICOM - Digital Imaging and Communications in Medicine

DSA - Digital Subtraction Angiography

FFT - Fast Fourier Transform

GB - Giga Byte

GHz - Giga Hertz

HD - Hard Disk

HU - Hounsfield Unit

HVS - Human Visual System

ISO - International Organization for Standardization

NLPV - Non-Linear Partial Volume

MAE - *Mean Absolute Error*

MAR - *Metal Artifact Reductions*

MB - *Mega Byte*

MR - *Magnetic Resonance*

MSR - *Mean Square Error*

MHz - *Mega Hertz*

PACS - *Picture Archiving and Communication Systems*

PSNR - *Peak Signal-to-Noise Ratio*

RG - *Registration-based*

SNR - *Signal-to-Noise Ratio*

TC - *Tomografia Computadorizada*

TC RG - *Tomografia Computadorizada Baseada em Registro*

Lista de Figuras

1.1	Ilustração de raios X convencionais. Ao lado esquerdo uma representação do aparelho de raio X e ao lado direito um exemplo de estudo do peitoral . . .	2
1.2	Processo de utilização da tomografia computadorizada.	4
1.3	<i>Phantom</i> com três restaurações de amálgama, a esquerda sem endurecimento do feixe e a direita com endurecimento do feixe.	7
1.4	<i>Phantom</i> com três restaurações de amálgama, a esquerda sem dispersão e a direita com dispersão.	8
1.5	<i>Phantom</i> com três restaurações de amálgama, a esquerda sem ruído e a direita com ruído.	9
1.6	Processo de inserção de artefato metálico e reconstrução com interpolação baseada em registro em 3D	11
2.1	Trajetória de raio na geração da projeção	18
2.2	Geração da projeção através de linhas em ângulo específico	18
2.3	Geometria da projeção fanbeam	20
2.4	Dois tipos diferentes de feixes <i>fan</i>	21
2.5	Um feixe <i>fan</i> equiangular é mostrado aqui. Cada raio é identificado pelo ângulo γ do raio central	22
2.6	Esta Figura ilustra que L é a distância do pixel no local (x, y) da fonte S ; e γ é o ângulo que a linha de origem-pixel subtende como o raio central.	23
2.7	Para o caso de detectores equidistantes em uma linha reta, cada projeção é indicada pela função $R_\beta(S)$	25
2.8	Esta Figura ilustra vários dos parâmetros utilizados na derivação do algoritmo de reconstrução para detectores equidistantes.	26

3.1	Processo de reconstrução da tomografia computadorizada afetada por artefato metálico	36
3.2	Interpolação baseada em Registro	37
3.3	Visualização da tomografia original e da tomografia com a inserção de artefatos metálicos	40
3.4	Visualização da sinograma original e do sinograma com a inserção de artefatos metálicos	40
3.5	Estágios da construção da tomografia afetada por artefatos metálicos e reconstrução da tomografia com os métodos de interpolação	43
4.1	Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de uma fatia de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original	47
4.2	Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de uma fatia de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original	49
4.3	Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de uma fatia tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original	50
4.4	Reconstrução de uma fatia - TC 11	52
4.5	Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original, dos conjuntos 08/09 e 13/14	53
4.6	Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original, dos conjuntos 19/20 e 41/42	54
4.7	Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original, do conjunto 46/47	54
4.8	Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjuntos 08/09 e 13/14	58

4.9	Valores do PSNR de correlação dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 19/20 e 41/42	58
4.10	Valores do PSNR de correlação dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 46/47	59
4.11	Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 08/09 e 13/14	62
4.12	Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 19/20 e 41/42	62
4.13	Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 46/47	63
4.14	Análise qualitativa da reconstrução da TC de número 08	66
4.15	Reconstrução de duas fatias de TC - 08	67
4.16	Reconstrução de duas fatias de TC - 09	68
4.17	Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de três fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 21/22/23 e 44/45/46	70
4.18	Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de três fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 21/22/23 e 44/45/46	72
4.19	Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de três fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 21/22/23 e 44/45/46	74
4.20	Análise qualitativa da reconstrução da TC de número 22	76
4.21	Reconstrução de três fatias de TC - 21	77
4.22	Reconstrução de três fatias de TC - 22	78
4.23	Reconstrução de três fatias de TC - 23	79

4.24	Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de quatro fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 10/11/12/13 e 23/24/25/26	81
4.25	Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de tomografia quatro fatias de computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 10/11/12/13 e 23/24/25/26	83
4.26	Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de quatro fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 10/11/12/13 e 23/24/25/26	85
4.27	Análise qualitativa da reconstrução da TC de número 12	87
4.28	Reconstrução de quatro fatias de TC - 10	88
4.29	Reconstrução de quatro fatias de TC - 11	89
4.30	Reconstrução de quatro fatias de TC - 12	90
4.31	Reconstrução de quatro fatias de TC - 13	91
4.32	Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de cinco fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 07/08/09/10/11 e 17/18/19/20/21	93
4.33	Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de cinco fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 07/08/09/10/11 e 17/18/19/20/21	95
4.34	Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de cinco fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 07/08/09/10/11 e 17/18/19/20/21	97
4.35	Análise qualitativa da reconstrução da TC de número 09	99
4.36	Reconstrução de cinco fatias de TC - 07	100
4.37	Reconstrução de cinco fatias de TC - 08	101
4.38	Reconstrução de cinco fatias de TC - 09	102
4.39	Reconstrução de cinco fatias de TC - 10	103
4.40	Reconstrução de cinco fatias de TC - 11	104

4.41	Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de nove fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 36 à 44	106
4.42	Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de nove fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 36 à 44	108
4.43	Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de nove fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 36 à 44	110
4.44	Análise qualitativa da reconstrução da TC de número 40	112
4.45	Reconstrução de nove fatias de TC - 36	113
4.46	Reconstrução de nove fatias de TC - 37	114
4.47	Reconstrução de nove fatias de TC - 38	115
4.48	Reconstrução de nove fatias de TC - 39	116
4.49	Reconstrução de nove fatias de TC - 40	117
4.50	Reconstrução de nove fatias de TC - 41	118
4.51	Reconstrução de nove fatias de TC - 42	119
4.52	Reconstrução de nove fatias de TC - 43	120
4.53	Reconstrução de nove fatias de TC - 44	121
4.54	Similaridade das fatias intermediárias reconstruídas de 3, 4, 5 e 9 fatias; destacadas pelo retângulo lilás	123
4.55	Similaridade das fatias das extremidades reconstruídas de 3, 4, 5 e 9 fatias; destacadas pelo retângulo lilás	124
4.56	Efeito de <i>aliasing</i> nas fatias de tomografias computadorizadas reconstruídas	125

Lista de Tabelas

1.1	Categorização de implantes metálicos detalhando os tipos de artefatos e técnicas eficazes para correção de imagens.	6
1.2	Recursos computacionais utilizados neste trabalho de reconstrução de tomografias computadorizadas por interpolação baseada em registro	14
2.1	Referência da escala Hounsfield	29
4.1	Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de uma fatia de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original	48
4.2	Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de uma fatia de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original	49
4.3	Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de uma fatia tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original	51
4.4	Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 08/09	55
4.5	Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 13/14	55
4.6	Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 19/20	56

4.7	Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 41/42	56
4.8	Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 47/48	57
4.9	Valores do PSNR dos métodos de reconstrução duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 08/09	59
4.10	Valores do PSNR dos métodos de reconstrução duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 13/14	60
4.11	Valores do PSNR dos métodos de reconstrução duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 19/20	60
4.12	Valores do PSNR dos métodos de reconstrução duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 41/42	60
4.13	Valores do PSNR dos métodos de reconstrução duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 46/47	61
4.14	Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 08/09	63
4.15	Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 13/14	64
4.16	Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 19/20	64

4.17	Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 41/42	65
4.18	Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 46/47	65
4.19	Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de três fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 21/22/23	70
4.20	Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de três fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 44/45/46	71
4.21	Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de três fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 21/22/23	72
4.22	Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de três fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 44/45/46	73
4.23	Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de três fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 21/22/23	74
4.24	Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de três fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 44/45/46	75
4.25	Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de quatro fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 10/11/12/13	81
4.26	Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de quatro fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 23/24/25/26	82

4.27	Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de tomografia quatro fatias de computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 10/11/12/13	83
4.28	Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de tomografia quatro fatias de computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 23/24/25/26	84
4.29	Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de quatro fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 10/11/12/13	85
4.30	Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de quatro fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 23/24/25/26	86
4.31	Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de cinco fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 07/08/09/10/11	93
4.32	Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de cinco fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 17/18/19/20/21	94
4.33	Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de cinco fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 07/08/09/10/11	95
4.34	Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de cinco fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 17/18/19/20/21	96
4.35	Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de cinco fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 07/08/09/10/11	97
4.36	Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de cinco fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 17/18/19/20/21	98

4.37	Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de nove fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 36 à 44	107
4.38	Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de nove fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 36 à 44	109
4.39	Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de nove fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 36 à 44	111

Capítulo 1

Introdução

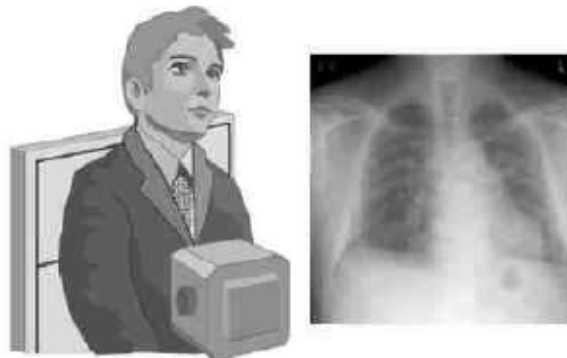
1.1 Tomografia computadorizada

Os raios X foram descobertos em 1895 por Wilhelm Conrad Röntgen melhorando a área de diagnóstico por imagem. Várias ferramentas surgiram devido a evolução tecnológica, como por exemplo a Tomografia Computadorizada (TC), que provê várias informações que são aplicadas em diversas áreas da saúde para o diagnóstico médico e são utilizadas em escala mundial (CAVALCANTI, 2014).

Na radiografia clássica, os órgãos do corpo humano são observados com uma tonalidade acinzentada e pouco nítida, isto ocorre devido a densidade radiográfica uniforme nos órgãos humanos. Mas, os órgãos possuem atributos físicos e químicos variáveis que utilizando técnicas computacionais específicas, será possível observá-los coloridamente ou em vários tons de cinza (PAULINO, 2017).

A palavra "tomografia" é derivada da palavra grega "tomos" para descrever uma técnica de fotografia de raios X pela qual é fotografado um único plano, com o contorno das estruturas em outros planos eliminados (HSIEH, 2009, tradução nossa), como é observado na Figura 1.1.

Figura 1.1: Ilustração de raios X convencionais. Ao lado esquerdo uma representação do aparelho de raio X e ao lado direito um exemplo de estudo do peitoral



Fonte: Hsieh (2009)

A radiografia clássica, além de proporcionar a diferenciação de objetos, ela também dispõe da criação de imagens planares, que são projeções de objetos tridimensional em um único plano bidimensional. Decorre deste processo a perda de informações do objeto radiografado, devido a justaposição de órgãos na imagem de raio X e a baixa resolução da imagem. A tomografia por outro lado, reconstrói imagens tridimensionais em um computador, permitindo uma análise mais detalhada do objeto radiografado (PAULINO, 2017).

De acordo com Garib et al. (2007), "A tomografia computadorizada trata-se de um método de diagnóstico por imagem que utiliza a radiação X e permite obter a reprodução de uma seção do corpo humano em quaisquer uns dos três planos do espaço".

Utilizando radiação X, a tomografia apoia o diagnóstico médico através de imagens, obtendo uma fatia do corpo humano em qualquer um dos três planos x , y e z . [...]. Isto permite visualizar as estruturas do corpo humano em camadas adjacentes, com uma definição superior a radiografia clássica (GARIB et al., 2007). Com a utilização da tomografia computadorizada próximo de 1970, a qualidade do diagnóstico por imagem foi melhorada (CAVALCANTI, 2010).

As imagens de tomografia computadorizada mostram imagens em fatias da estrutura do corpo que está sendo analisada. Ao imprimir estas fatias de TC, dá apoio para que o profissional da saúde tome decisões de acordo com o exame de TC. Ressalta-se que essas fatias de TC estão distanciadas uma da outra entre 1 e 10 mm (PIRES et al., 2008).

Considerando que as fatias de TC são adjacentes, umas a outras, é possível visualizar a estrutura do corpo em três dimensões (3D), que ajuda o profissional de saúde a não reali-

zar esforço mental para processar e reconstruir a estrutura estudada, apoiando o mesmo no processo de diagnóstico (PIRES et al., 2008).

1.2 Aparelho de tomografia computadorizada

A tomografia computadorizada, às vezes chamada de "tomografia axial computadorizada"(do inglês, *computed axial tomography* - CAT), é um exame ou procedimento médico não invasivo que utiliza equipamentos especializados em raios X para produzir imagens transversais do corpo. Cada imagem de seção transversal representa uma “fatia” da pessoa que está sendo fotografada, como as fatias de um pedaço de pão. Essas imagens transversais são usadas para uma variedade de diagnósticos e terapias (Food and Drugs Administration, 2019, tradução nossa).

As tomografias podem ser realizadas em todas as regiões do corpo por várias razões (por exemplo, diagnóstico, planejamento de tratamento, intervenção ou triagem). A maioria das tomografias são realizadas como procedimentos ambulatoriais (Food and Drugs Administration, 2019, tradução nossa).

Nas primeiras gerações de aparelhos de TC, o feixe de raios X completava um giro em torno do paciente e, posteriormente, a mesa se movimentava para capturar a imagem em fatia da próxima região adjacente. Nos aparelhos recentes, a mesa com o paciente movimenta-se simultaneamente à rotação do tubo de raios X, determinando uma trajetória helicoidal da fonte de raios X em torno do paciente, o que provê a denominação aos aparelhos de TC modernos: tomografia computadorizada helicoidal ou espiral (SUKOVIC, 2003, tradução nossa).

Este avanço incrementou a qualidade da imagem e reduziu o tempo de exposição do paciente. Além disso, os aparelhos modernos apresentam a tecnologia multifatias (do inglês *multislices*), isto é, são capazes de adquirir 4 a 16 fatias de imagem para cada giro de 360° do feixe de raios X em torno do paciente (VANNIER, 2003, tradução nossa).

Um sistema de tomografia computadorizada funciona da seguinte forma (Food and Drugs Administration, 2019, tradução nossa):

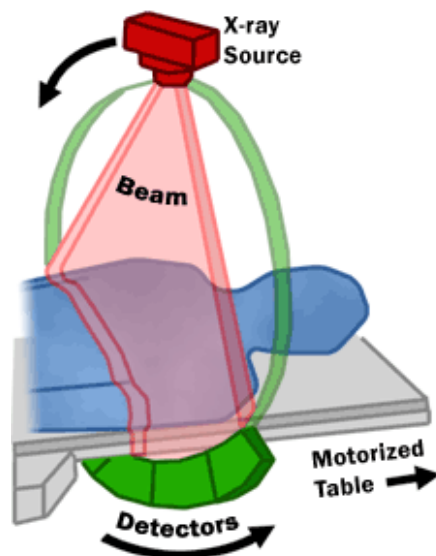
- Uma mesa motorizada move o paciente através de uma abertura circular no sistema de imagem por TC, como observado na Figura 1.2a.

- Enquanto o paciente está dentro da abertura, uma fonte de raios X e um conjunto de detectores dentro do sistema giram em torno do paciente. Uma única rotação normalmente leva um segundo ou menos. Durante a rotação, a fonte de raios X produz um feixe estreito de raios X em forma de leque que passa por uma seção do corpo do paciente.
- Os detectores nas fileiras opostas à fonte de raios X registram os raios X que passam pelo corpo do paciente como uma projeção no processo de criação de uma imagem. Muitas projeções diferentes (em vários ângulos através do paciente) são coletados durante uma rotação completa, de acordo com a Figura 1.2b.
- Para cada rotação da fonte de raios X e do conjunto do detector, os dados da imagem são enviados para um computador para reconstruir todas as projeções individuais em uma ou várias imagens transversais (fatias) dos órgãos e tecidos internos.

Figura 1.2: Processo de utilização da tomografia computadorizada.



(a) As linhas vermelhas no corpo do paciente são luzes de um sistema de alinhamento a laser



(b) Desenho do feixe de fan beam de TC e paciente em um sistema de imagem de TC

Fonte: Food and Drugs Administration (2019)

1.3 Artefatos metálicos

Um problema comum na tomografia computadorizada são os artefatos metálicos causados pela presença de objetos metálicos de alta atenuação no campo de visão do dispositivo do scanner do aparelho de tomografia computadorizada (YAZDI; BEAULIEU, 2008, tradução nossa).

Objetos de metal levam a uma ampla gama de artefatos de imagem de TC. Dependendo do tamanho e material do implante, diferentes graus de atenuação de raios X e efeitos físicos ocorrerão. Por exemplo, pequenos objetos com baixa densidade, como grampos cirúrgicos, podem causar apenas um menor endurecimento ou dispersão do feixe de luz do *laser*, o que pode ser resolvido por uma correção de pré-processamento com base na física dos dados. Implantes maiores e/ou mais densos, como quadris protéticos ou limalhas dentárias, provavelmente exigirão modificações do algoritmo de reconstrução, seja por um método de conclusão de projeção ou reconstrução iterativa estatística. A tabela 1.1 define cinco categorias de objetos de metal, seus efeitos físicos e de imagem associados e as abordagens de redução de artefatos metálicos (MAR, do inglês, *Metal Artifacts Reduction*) mais relevantes (GJESTEBY et al., 2016, tradução nossa).

O uso de objetos metálicos menos atenuantes, como o titânio, podem diminuir a atenuação dos raios X. A remoção do material não é clinicamente prático no caso de imagens dentárias por tomografia computadorizada. Outra solução poderia ser aumentar a intensidade de raios X para melhorar a penetração de fótons, porque uma dosagem mais alta de radioatividade aumentaria significativamente a qualidade da imagem. No entanto, a dose de radiação para pacientes odontológicos precisa ser otimizada, a fim de atingir o menor nível prático em aplicações clínicas, de acordo com o princípio de "o mais baixo possível" (US, 2013, tradução nossa).

Para aplicar uma redução bem-sucedida de artefatos metálicos, é importante entender os fenômenos físicos causados por metais nas imagens de TC de raios X. Nesta seção, são investigadas algumas das fontes mais comuns de artefatos causados por metais. Deve-se notar que, embora existam outras fontes de artefatos, incluindo movimento, subamostragem do detector e alcance excedente, eles têm um efeito menor no caso de reconstrução por tomografia computadorizada por raios X (US, 2013, tradução nossa).

Tabela 1.1: Categorização de implantes metálicos detalhando os tipos de artefatos e técnicas eficazes para correção de imagens.

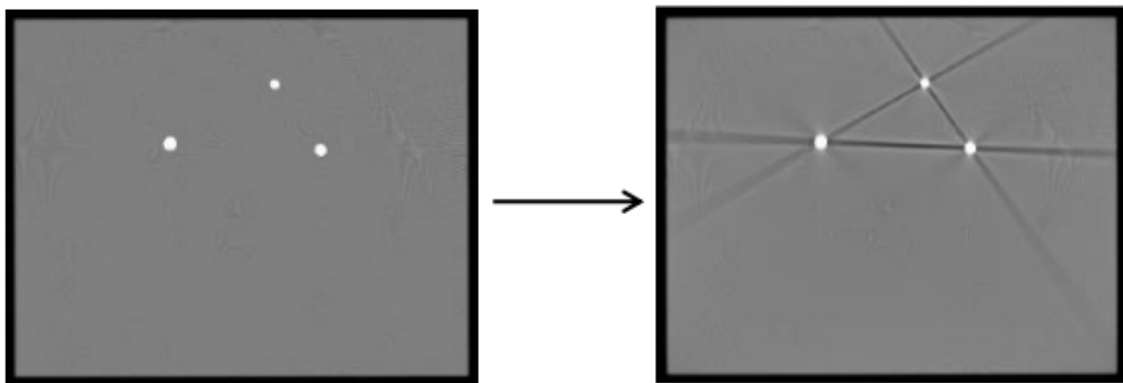
N ^o	Definição	Exemplos Clínicos	Efeitos Físicos	Efeitos de Imagem	Abordagem MAR
I	Objeto de metal pequeno	Clipe cirúrgico	Endurecimento mínima dispersão do feixe	Sombreamento mínimo na vizinhança imediata do objeto de metal	Correção baseada em física
II	Objeto de metal médio, média atenuação	Parafusos de coluna vertebral	Endurecimento do feixe, dispersão, ruído, mas sem privação completa de fótons	Faixas brilhantes/escuras moderadas abrangendo as direções de maior atenuação	Correção baseada em física
III	Objeto de metal pequeno, alta atenuação	Enchimento dental pequeno	Privação completa de fótons	Faixas brilhantes/escuras severas	Correção de projeção, reconstrução iterativa
IV	Objeto de metal médio/grande, porção do feixe com alta atenuação	Prótese de quadril	Endurecimento do feixe, dispersão, ruído, e os mesmos dados com privação completa de fótons starvation	Faixas brilhantes/escuras brilhantes e bandas grossas brilhantes/escuras sobre uma fração substancial do campo de visão	Correção baseada em física + correção de projeção ou reconstrução iterativa
V	Objeto de metal grande, alta atenuação	Grande e/ou múltiplas obturações dentárias	Fótons starvation	Bandas grossas brilhantes/escuras obliterando uma parte substancial da imagem	Reconstrução iterativa + conhecimento prévio

Fonte: Gjestebj et al. (2016)

1.3.1 Endurecimento do feixe

Quando um raio X policromático (um feixe de raio X composto por fótons dentro de uma ampla faixa de energia) passa através de um objeto, a atenuação dos raios aumenta à medida que a energia diminui. O coeficiente de atenuação linear (μ) é usado como uma medida de atenuação e depende muito da energia do fóton. Quanto maior a energia do fóton, menor é μ , o que significa que os componentes de baixa energia são atenuados mais do que os fótons de alta energia. A atenuação dos raios de baixa energia aumenta a energia do feixe, atenuando o endurecimento do feixe. Idealmente, as técnicas de reconstrução de imagens assumem linearidade entre a espessura do objeto e a contagem de fótons medida. No entanto, devido a esse efeito de endurecimento, a atenuação (contagem de fótons) e a espessura do absorvedor (comprimento do caminho percorrido pelo feixe) não podem mais ser consideradas lineares. Raios que percorrem uma distância menor no objeto são menos atenuados, causando menos erros nas medições, enquanto os que percorrem uma longa distância são altamente atenuados, levando a maiores valores de erro. Quando a imagem da TC é reconstruída com esses erros, ela causa riscos em preto e branco, como demonstrado na Figura 1.3. As faixas escuras indicam a direção da atenuação mais alta (US, 2013, tradução nossa).

Figura 1.3: *Phantom* com três restaurações de amálgama, a esquerda sem endurecimento do feixe e a direita com endurecimento do feixe.



Fonte: US (2013)

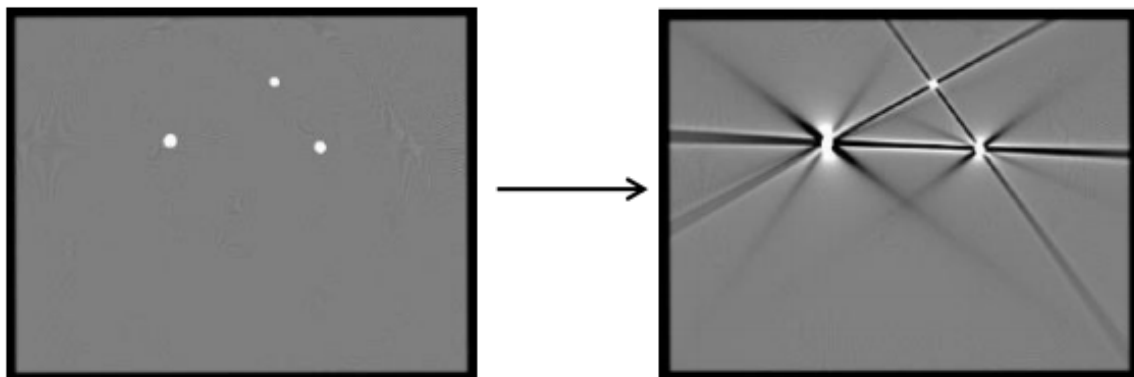
Pode-se dizer que, na Figura 1.3, as restaurações de amálgama causam endurecimento do feixe porque se comportam como um filtro para raios X, elas absorvem/filtram altamente os feixes de baixa energia e levam a valores de intensidade maiores no local do metal, sombre-

ando os valores de intensidade da matéria atrás do metal no caminho do feixe. Essa absorção e sombreamento geram os artefatos de listras (US, 2013, tradução nossa).

1.3.2 Dispersão

Muitos fótons diferem de sua direção original quando penetram através de um objeto. Devido a esse desvio, eles não podem ser usados no cálculo de informações direcionais precisas na reconstrução. Embora muitos desses fótons desviados sejam eliminados pela colimação pós-paciente e septos entre dois detectores, alguns deles ainda contaminam a medição. Semelhante ao endurecimento do feixe, a dispersão também causa comportamento não-linear dos feixes, resultando em erros de projeção e causando artefatos semelhantes nas imagens. A Figura 1.4 mostra obturações de amálgama causando efeitos de faixas escuras na direção da maior dispersão (US, 2013, tradução nossa).

Figura 1.4: *Phantom* com três restaurações de amálgama, a esquerda sem dispersão e a direita com dispersão.



Fonte: US (2013)

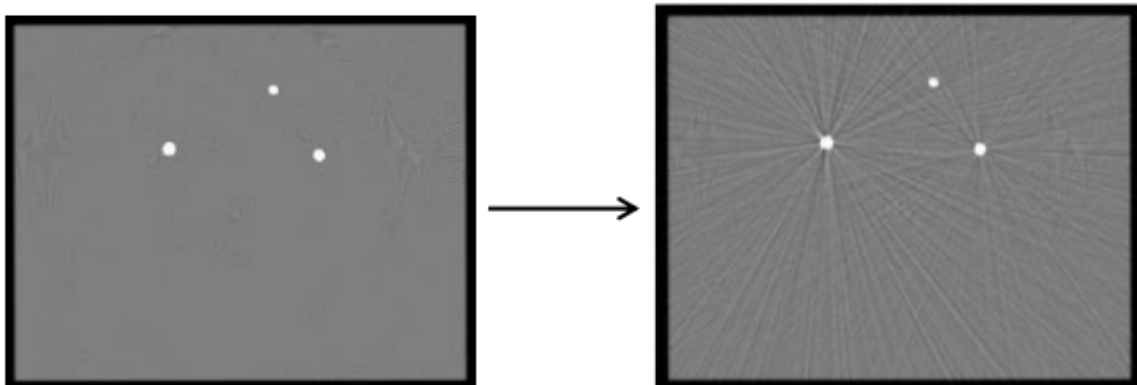
Fótons dispersos aumentam o valor da intensidade primária I_0 , causando intensidades superestimadas ao longo do caminho do raio, levando a artefatos de listras após a reconstrução. Para diminuir o efeito da dispersão, são necessários detectores perfeitamente colimados. A correção de dispersão também pode ser usada para reduzir os artefatos, mas uma dispersão constante por toda a projeção é assumida para essa correção. Considerando o fato de que detectores maiores da Tomografia Computadorizada de Cone Beam (CBCT, do inglês, *Cone Beam Computed Tomography*) detectam mais fótons dispersos, pode-se dizer que a CBTC é

mais vulnerável à dispersão do que os TCs convencionais (US, 2013, tradução nossa).

1.3.3 Ruído nas medições

Existem dois tipos de ruído na TC. Um deles é causado pela natureza quântica dos fótons de raios X, modelados pela distribuição de Poisson. O ruído pode ser diminuído aumentando a exposição de raios X ao paciente ou aumentando o tamanho do voxel, à custa da diminuição da resolução espacial. Os desvios e flutuações nas medições causam artefatos de faixas escuras e brilhantes ao longo das linhas de projeção após a reconstrução. Como é mostrado na Figura 1.5, as faixas são mais aparentes na direção de uma atenuação mais alta, porque a baixa intensidade dos dados medidos leva a uma menor relação sinal/ruído (SNR, do inglês, *Signal-to-Noise Ratio*), tornando o ruído mais dominante sobre as intensidades medidas (US, 2013, tradução nossa).

Figura 1.5: *Phantom* com três restaurações de amálgama, a esquerda sem ruído e a direita com ruído.



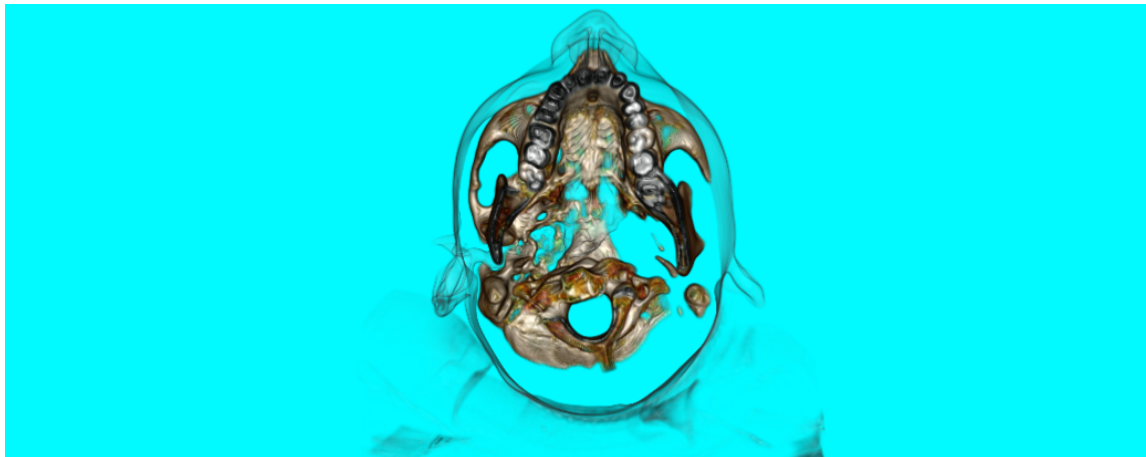
Fonte: US (2013)

O pós-processamento das imagens por média é a maneira mais eficiente de diminuir o efeito do ruído nas imagens, pois as estruturas consistentes dominam cumulativamente durante a média repetitiva, enquanto o ruído é minimizado ou cancelado. Como desvantagem, a operação de média causa desfoque na imagem, suavizando as bordas dos objetos (US, 2013, tradução nossa).

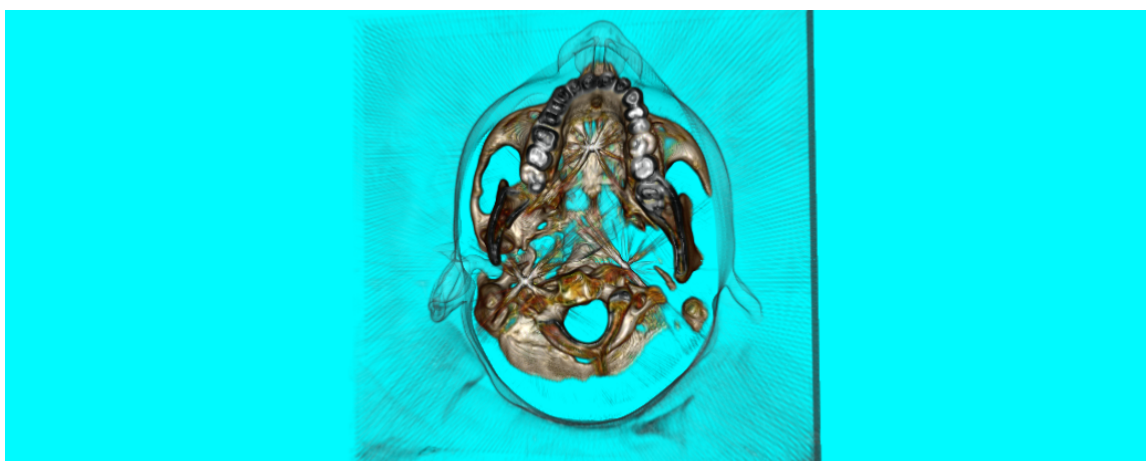
1.3.4 Reconstrução de tomografias afetadas por artefatos metálicos

Implantes metálicos como próteses do quadril, cliques cirúrgicos e recheios dentários causam esse tipo de artefato. Os resultados da digitalização de um objeto metálico são regiões distintas nos dados brutos (sinograma) da TC com valores elevados. A reconstrução deste sinograma usando o método padrão de reconstrução de TC, causa o efeito de raias brilhantes e escuras em imagens de TC, como é visto na Figura 1.6b. Embora os novos scanners TC estejam equipados com técnicas de correção para órgãos do corpo, os objetos do corpo de alta atenuação ainda estão excluídos, degradando significativamente a qualidade da imagem (YAZDI; BEAULIEU, 2008, tradução nossa).

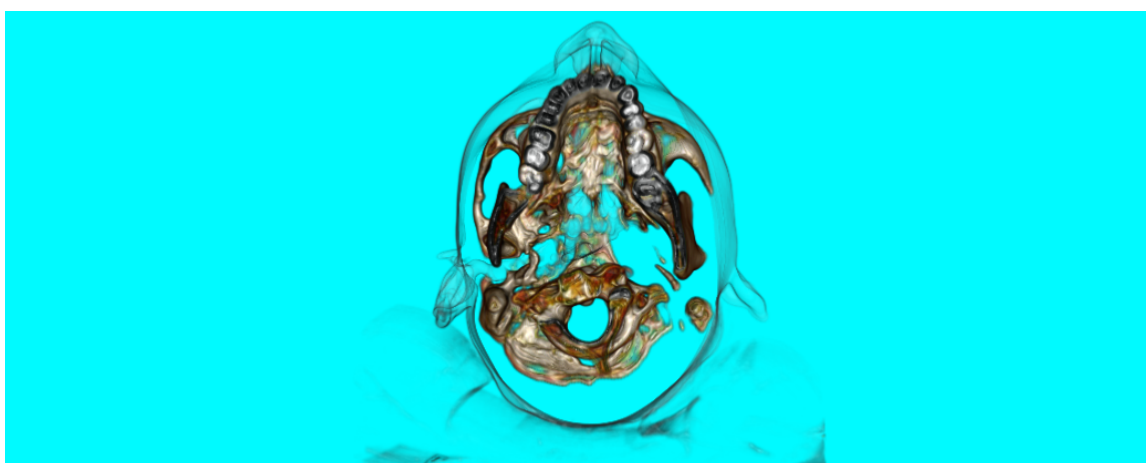
Figura 1.6: Processo de inserção de artefato metálico e reconstrução com interpolação baseada em registro em 3D



(a) Tomografia original sem ruído em três dimensões



(b) Tomografia com ruído em três dimensões



(c) Tomografia reconstruída com interpolação baseada em registro em três dimensões

1.4 Formato DICOM

De acordo com Pires (2007), "a evolução dos aparelhos para a visualização interna do corpo humano, surgiram novas necessidades de um padrão para garantir a integração entre os vários modelos de aparelhos".

DICOM, do inglês *Digital Imaging and Communications in Medicine* é um padrão para a comunicação de imagens e dados relevantes. Ele foi projetado como uma expansão do padrão ACR-NEMA e destina-se a permitir a comunicação entre os equipamentos de diferentes fabricantes, bem como entre os diferentes elementos dos sistemas de informações médicas. Representa o formato no qual as imagens radiológicas são enviadas de scanners e dispositivos de radiologia digital, bem como o protocolo usado para enviá-las, e requer software e visualizadores especiais para receber e visualizar essas imagens em um computador pessoal (ESCOTT; RUBINSTEIN, 2003, tradução nossa).

Para garantir a padronização do formato DICOM, foi desenvolvida a ISO 12052:2017, que tem ênfase em diagnóstico médico por imagem, como praticado em radiologia, cardiologia, patologia, odontologia, oftalmologia e disciplinas relacionadas, e terapias baseadas em imagem, como radiologia intervencionista, radioterapia e cirurgia. No entanto, também é aplicável a uma ampla gama de informações relacionadas as imagens e não-imagens trocadas em ambientes clínicos, de pesquisa, veterinários e outros ambientes médicos (International Organization for Standardization, 2017, tradução nossa).

A ISO 12052: 2017 refere-se ao campo da informática médica. Nesse campo, trata da troca de informações digitais entre equipamentos de imagem médica e outros sistemas. Como esse equipamento pode interoperar com outros dispositivos médicos e sistemas de informação (International Organization for Standardization, 2017, tradução nossa).

1.5 Objetivos

O objetivo geral desta pesquisa é propor uma técnica para redução de artefatos metálicos utilizando interpolação tridimensional baseada em registros.

Para este objetivo geral ser atingido, os objetivos específicos abaixo precisam ser cumpridos.

1. Estudar as técnicas de redução de artefatos metálicos no estado atual da literatura;
2. Adquirir exames de tomografia computadorizadas reais em formato DICOM, sendo estes afetados e também não afetados por artefatos metálicos;
3. Criar/Utilizar um modelo matemático para inserção de ruídos similares aos encontrados em TC afetadas por artefatos metálicos;
4. Implementar a técnica de redução de artefatos metálicos utilizando interpolação baseada em registro;
5. Analisar a acurácia da técnica de redução de artefatos metálicos comparando com o método de interpolação linear tridimensional clássica.

1.6 Justificativa

Os métodos usados para combater artefatos de imagens de TC podem ser divididos em duas grandes classes: correção/redução de artefatos e prevenção de artefatos (HSIEH, 2009, tradução nossa).

As técnicas de correção/redução utilizam como base o domínio da imagem afetada por artefatos metálicos, o que não extingue por completo os artefatos metálicos. A prevenção de artefatos depende de esforços das fabricantes e também que os operadores dos aparelhos de TC sejam treinados para que se obtenha uma qualidade maior da imagem médica.

A técnica de redução de artefatos metálicos proposta neste trabalho de dissertação, terá como base o princípio da exclusão de imagens de TC que estejam afetadas por ruídos. Consecutivamente, a reconstrução utilizará as imagens adjacentes a estes intervalos de imagens afetadas por ruídos que foram removidos, como entrada de dados. Em seguida, serão utilizadas funções matemáticas de interpolação tridimensional de imagens para reconstruir as imagens virtuais semelhantes as que foram removidas anteriormente.

1.7 Detalhamento do problema

A principal contribuição desta dissertação é o desenvolvimento de uma técnica que reconstrua n fatias de tomografias computadorizadas consecutivas a partir de duas imagens de to-

mografias computadorizadas que não apresentem artefatos metálicos. As fatias de TC reconstruídas devem possuir uma boa qualidade, mensuradas por métricas de qualidade em imagens, como também, uma quantidade razoável de fatias de TC reconstruídas sem artefatos metálicos.

1.7.1 Performance computacional

O baixo poder dos processadores atuais, deve ser um fato a ser considerado para o processamento de imagens de tomografia computadorizada. Sabendo que uma TC pode gerar fatias com uma resolução de 512 x 512 (altura e largura) e levando em consideração que pode haver a necessidade de uma visualização em 3D, então teremos um total de 134.217.728 pixels a serem processados. Isto torna inviável algumas aplicações atuais (PIRES, 2007).

O método desenvolvido nesta dissertação aplicou o consumo computacional apenas na reconstrução do intervalo de fatias de TC removidas e estão descritos na tabela 1.2.

Tabela 1.2: Recursos computacionais utilizados neste trabalho de reconstrução de tomografias computadorizadas por interpolação baseada em registro

Recurso computacional	Especificação do recurso
CPU	Intel(R) Core(TM) i5 M 460 @ 2.53GHz
Memória RAM	4096 MB + 2048 MB DDR3-SDRAM (1333 MHz)
HD	Seagate 500 GB, 5400 RPM, Cache 8 MB
Placa de vídeo	Intel(R) HD Graphics (Core i5) Integrado 2.68 GB
Sistema Operacional	Microsoft Windows 7 Home Premium Edition (64-bit)
Ambiente de Desenvolvimento	Matlab R2017a 64-bit (9.2.0.538062)
Visualizador de Imagens Dicom	Invesalius 3.1 64-bits (Windows)

Fonte: próprio autor

1.8 Trabalhos relacionados

Nesta seção, são descritos alguns trabalhos que embasaram o desenvolvimento do método de interpolação tridimensional baseado em registro.

Pires (2007) propõe um método para a interpolação de imagens em 3D, formada pela justaposição de fatias de resultados de exames de tomografia computadorizada. O objetivo do método de Pires (2007) é obter contornos suaves e precisos melhorando os processos de visualização em 3D. É necessário ressaltar que este método propõe criar n fatias de TC no local **de apenas uma fatia de TC**.

Penney et al. (2004), apresenta um método para interpolação entre fatias vizinhas em um conjunto de dados tomográficos em escala de cinza. A correspondência espacial entre fatias adjacentes é estabelecida usando um algoritmo de registro não rígido baseado em B-splines, que otimiza a medida normalizada de similaridade de informações mútuas. A interpolação linear das intensidades da imagem é então realizada ao longo das direções calculadas pelo algoritmo de registro.

1.9 Organização da dissertação

Este trabalho de dissertação de mestrado, está organizado da seguinte maneira:

O capítulo 2, apresentará a revisão de literatura que servirá de base para o entendimento dos capítulos seguintes.

O capítulo 3, abordará como será realizado o processo de reconstrução da tomografia computadorizada, o algoritmo utilizado e as métricas de qualidade utilizadas neste trabalho.

No capítulo 4, serão mostradas as análises qualitativas e quantitativas dos experimentos para reconstrução de 1, 2, 3, 4, 5 e 9 fatias de tomografias computadorizadas consecutivas.

Por fim, o capítulo 5 irá mostrar as conclusões que foram atingidas neste trabalho de dissertação e as sugestões de trabalhos futuros.

Capítulo 2

Revisão de Literatura

Neste capítulo, será apresentado o embasamento teórico para a compreensão dos demais capítulos. Será demonstrado como ocorre a aquisição de dados em uma tomografia computadorizada, os métodos matemáticos para obtenção das projeções no aparelho de TC e a categorização das técnicas de redução de artefatos metálicos existentes.

2.1 Aquisição de dados

O princípio básico da TC de raios X envolve a geração, detecção, digitalização, processamento e reconstrução de imagens. Os raios X que passam pelo corpo são atenuados em diferentes taxas por diferentes tecidos. Os raios X atenuados são então coletados pelos detectores e convertidos em números ou dados digitais pelos conversores de analógico para digital (ADCs, do inglês, *Analog to Digital Converters*). Os dados digitais são alimentados em um dispositivo de computação para reconstrução de imagens (ZAKARIA et al., 2010, tradução nossa).

Em um sistema de tomografia, o algoritmo de reconstrução da imagem é uma parte vital, pois a imagem é criada por esse algoritmo. Devido a isso, vários algoritmos de reconstrução de imagens foram aplicados no sistema de tomografia. A maioria dos pesquisadores utilizaram retroprojeção devido à sua simplicidade. A desvantagem dessa técnica é que ela não pode eliminar o ruído e os artefatos que levam à imagem embaçada. Com base nessa motivação, vários pesquisadores passaram para a outra técnica, como retroprojeção filtrada, retroprojeção bilateral, Transformação Rápida de Fourier (FFT) interpolada (ZAKARIA et

al., 2010, tradução nossa), Transformada de Radon e Projeção Fanbeam (HIRIYANNAIAH, 1997).

Nesta dissertação será utilizada a Transformada de Radon e a Projeção Fanbeam para reconstrução das imagens de TC. A transformada de Radon e a sua função inversa utilizam uma geometria de feixe paralelo para as projeções, já a projeção Fanbeam e sua função inversa, utilizam uma geometria de feixe *fan* (MATHWORKS,).

2.2 Transformada de Radon

Integral de linha é a base matemática da tomografia com fontes sem difração que mostram como é possível recuperar a imagem da seção transversal de um objeto a partir dos dados da projeção. Em situações ideais, integral de linha é uma projeção, é um conjunto de medidas dos valores integrados de algum parâmetro das integrações de objetos ao longo de linhas retas através do objeto, como na Figura 2.1 (ZAKARIA et al., 2010, tradução nossa).

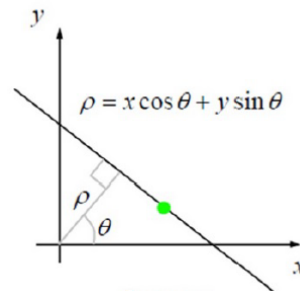
O processo matemático utilizado a seguir para o detalhamento e compreensão da Transformada de Radon, foi demonstrado por Gonzalez e Woods (2010).

Quando conhecidas as integrais de linha (que define uma projeção) ao longo de infinitas direções do plano, busca-se encontrar a função f . Uma fatia de uma estrutura do corpo humano pode ser definida como uma distribuição bidimensional do coeficiente de atenuação $\mu(x, y)$ que é denotado como uma função na forma $f(x, y)$, por onde diferentes ângulos e distâncias da origem são percorridos pelos raios X nesta fatia (PAULINO, 2017).

considerando que uma linha reta em coordenadas cartesianas pode ser descrita na forma inclinação-intersecção, $y = a * x + b$ ou, conforme Figura 2.1, podemos compreender a representação normal da equação 2.1(GONZALEZ; WOODS, 2010):

$$x * \cos\theta + y * \sin\theta = \rho \quad (2.1)$$

Figura 2.1: Trajetória de raio na geração da projeção

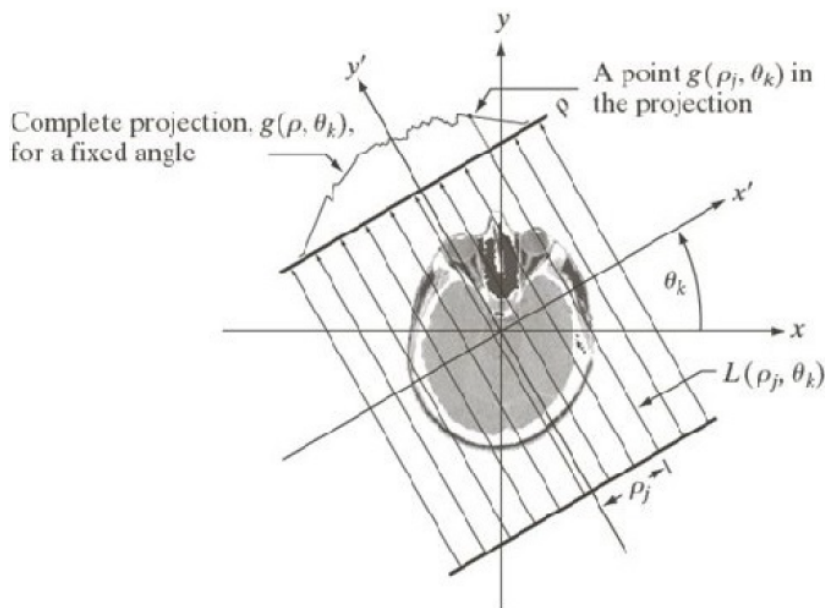


Fonte: Gonzalez e Woods (2010)

A projeção de um feixe de raios paralelos pode ser formada por um conjunto dessas linhas, como mostra a Figura 2.2. Observamos que um ponto arbitrário no sinal de projeções é dado pela soma de raios ao longo da linha. Utilizando um 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 2.2(GONZALEZ; WOODS, 2010).

$$g = (\rho_j, \theta_k) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x * \cos\theta_k + y * \sin\theta_k - \rho_j) dx dy \quad (2.2)$$

Figura 2.2: Geração da projeção através de linhas em ângulo específico



Fonte: Gonzalez e Woods (2010)

Utilizando as propriedades do impulso δ , a partir da equação anterior, verificamos que, o lado direito da equação 2.2 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 2.2, é gerada a equação 2.3(GONZALEZ; WOODS, 2010).

$$g = (\rho, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x * \cos\theta + y * \sin\theta - \rho) dx dy \quad (2.3)$$

Então, a equação 2.3, que nos dá a projeção ou integral linha, de $f(x, y)$ ao decorrer de uma linha arbitrária no plano xy , é a Transformada de Radon (GONZALEZ; WOODS, 2010).

A Transformada de Radon define a base da reconstrução a partir de projeções, sendo a tomografia computadorizada, a sua principal aplicação na área do processamento de imagens. No caso discreto, a equação 2.3 assume forma da equação 2.4(GONZALEZ; WOODS, 2010).

$$g = (\rho, \theta) = \int_{x=0}^{M-1} \int_{y=0}^{N-1} f(x, y) \delta(x * \cos\theta + y * \sin\theta - \rho) \quad (2.4)$$

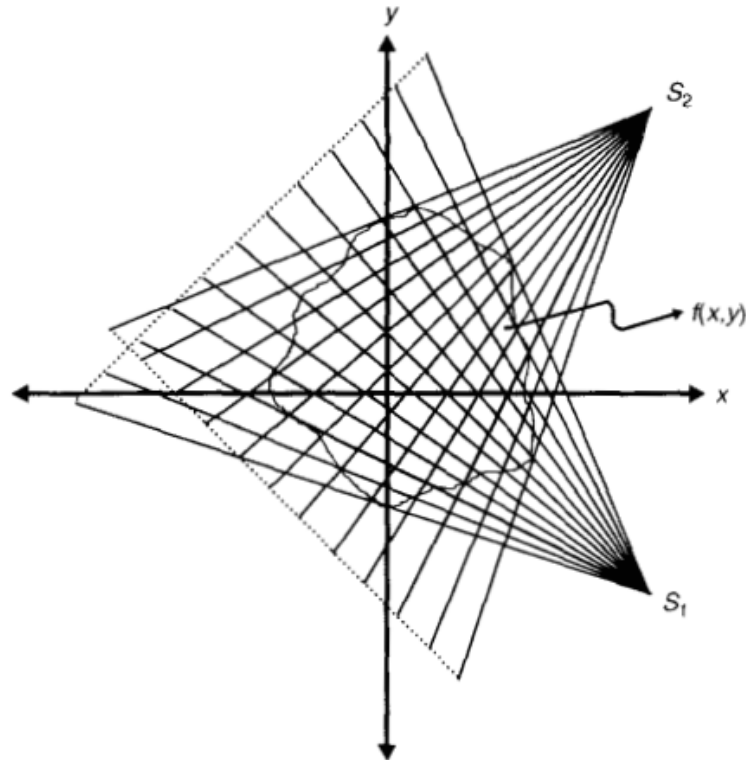
Na equação 2.4, x , y , ρ e θ agora são variáveis discretas. Se mantivermos θ fixo e permitirmos que ρ varie, veremos que a equação 2.4 simplesmente soma os pixels de $f(x, y)$ ao longo da linha definida pelos valores especificados desses dois parâmetros. Incrementar todos os valores de ρ necessários 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 Projeção Fanbeam

Para a reconstrução de imagens de suas projeções paralelas, conforme descrito na seção anterior, é necessário gerar dados paralelos, para os quais uma combinação de fonte-detector precisa digitalizar linearmente o comprimento de uma projeção, girar por um determinado intervalo e depois digitalizar linearmente ao longo da duração da próxima projeção e assim por diante. Isso leva um tempo razoavelmente bom para coletar todos os dados. Uma maneira muito mais rápida de gerar as integrais de linha é usando projeções *fanbeam*. Usando

uma fonte pontual que emana um feixe em forma de leque, como observado na Figura 2.3. No outro lado do objeto, um banco de detectores é usado para fazer todas as medições em um *fan* simultaneamente. A fonte e todo o banco de detectores são girados para gerar o número desejado de projeções do *fan* (ARATHI; PARAMESWARAN; SOMAN, 2010, tradução nossa)(HIRIYANNAIAH, 1997).

Figura 2.3: Geometria da projeção fanbeam



Fonte: Hiriyanaiiah (1997)

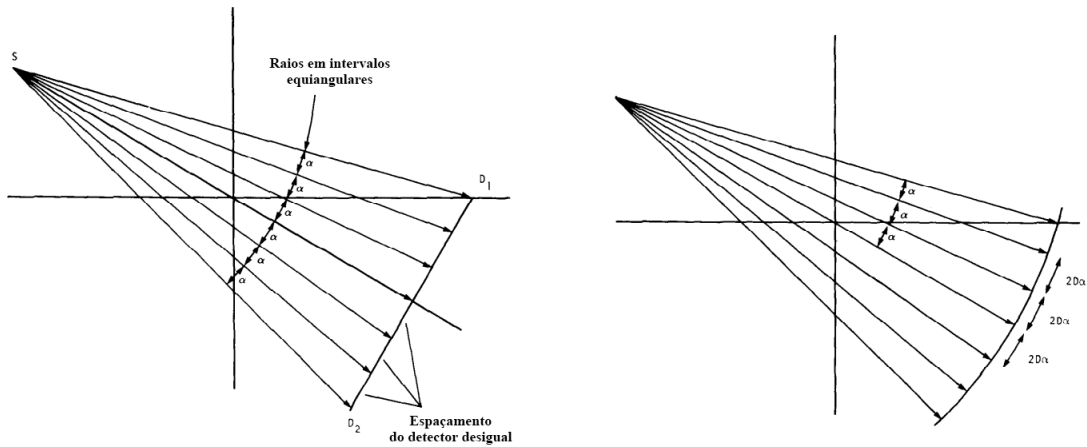
O parâmetro *fansensorgeometry* especifica o alinhamento do sensor. Pode ser geometria "arco" ou "linha" (ARATHI; PARAMESWARAN; SOMAN, 2010).

Para a geometria da linha, denominada de feixe *fan* do detector colinear equidistante, os detectores para a medição das integrais da linha são dispostos em uma linha reta, resultando em um espaçamento desigual entre elas, como observado na Figura 2.4a (ARATHI; PARAMESWARAN; SOMAN, 2010, tradução nossa)(HIRIYANNAIAH, 1997).

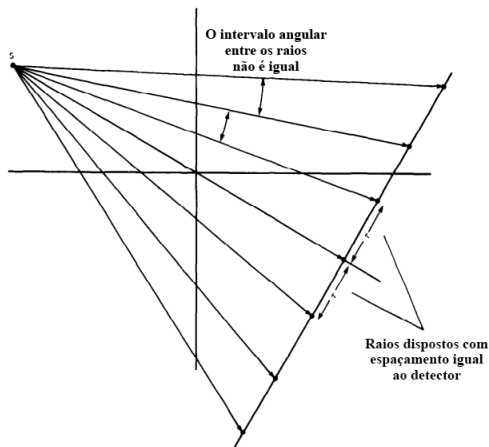
Para a geometria do arco, denominada de feixe *fan* equiangular, os detectores são dispostos no arco de um círculo, de modo que os detectores sejam posicionados com espaçamento igual ao longo desse arco, como visto na Figura 2.4c (ARATHI; PARAMESWARAN; SO-

MAN, 2010, tradução nossa)(HIRIYANNAIAH, 1997).

Figura 2.4: Dois tipos diferentes de feixes *fan*



(a) o ângulo entre os raios é constante, mas o espaçamento do detector é desigual (b) Se os detectores forem colocados ao longo de um círculo, o espaçamento será igual



(c) os detectores podem ser dispostos com espaçamento constante ao longo de uma linha, mas o ângulo entre os raios não é constante

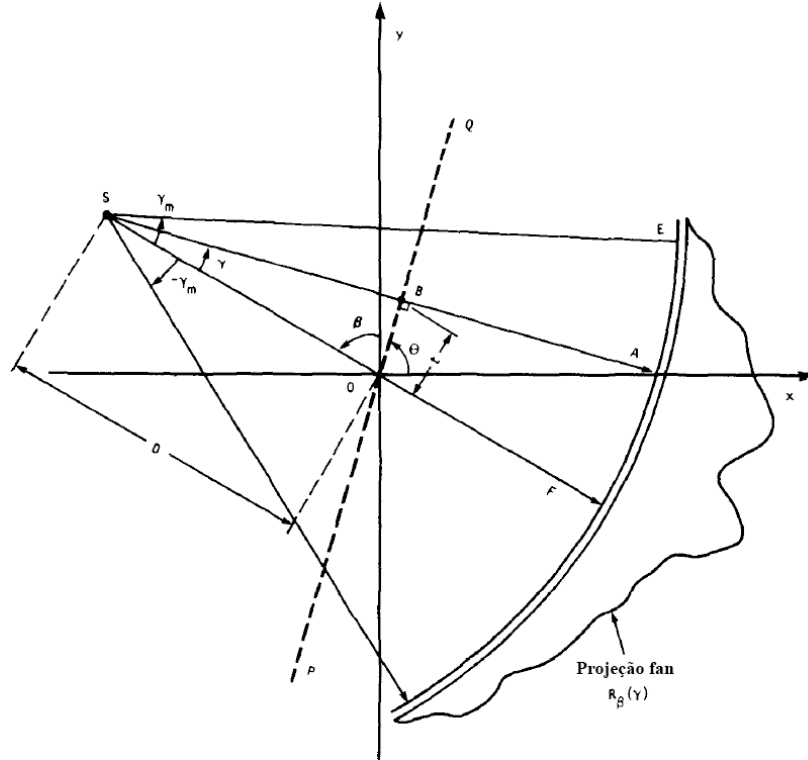
Fonte: Kak e Slaney (1999)

2.3.1 Raios Equiangulares

Deixe $R_\beta(\gamma)$ denotar uma projeção *fan*, como mostrado na Figura 2.5. Aqui β é o ângulo que a fonte S faz com um eixo de referência, e o ângulo γ fornece a localização de um raio dentro de um *fan*. Considere o raio SA . Se os dados da projeção fossem gerados ao longo de um conjunto de raios paralelos, o raio SA pertenceria a uma projeção paralela $P_\theta(t)$ para

θ e t dado pela equação 2.5 (KAK; SLANEY, 1999, tradução nossa).

Figura 2.5: Um feixe *fan* equiangular é mostrado aqui. Cada raio é identificado pelo ângulo γ do raio central



Fonte: Kak e Slaney (1999)

$$\theta = \beta + \gamma \text{ e } t = D \sin \gamma \quad (2.5)$$

onde D é a distância da fonte S da origem O . As relações na equação 2.5 são derivadas observando que todos os raios na projeção paralela no ângulo θ são perpendiculares à linha PQ e que, ao longo dessa linha, a distância OB é igual ao valor de t . Agora sabemos que a partir de projeções paralelas $P_\theta(t)$ podemos reconstruir $f(x, y)$ pela equação 2.6 (KAK; SLANEY, 1999, tradução nossa).

$$f(x, y) = \int_0^\pi \int_{-t_m}^{t_m} P_\theta(t) h(x * \cos \theta + y * \sin \theta - t) dt d\theta \quad (2.6)$$

Onde t_m é o valor muitas vezes para o qual $P_\theta(t) = 0$ com $|t| > t_m$, em todas as projeções. Esta equação requer apenas que as projeções paralelas sejam coletadas acima de 180° . Entretanto, se alguém quiser usar as projeções geradas acima de 360° , essa equação

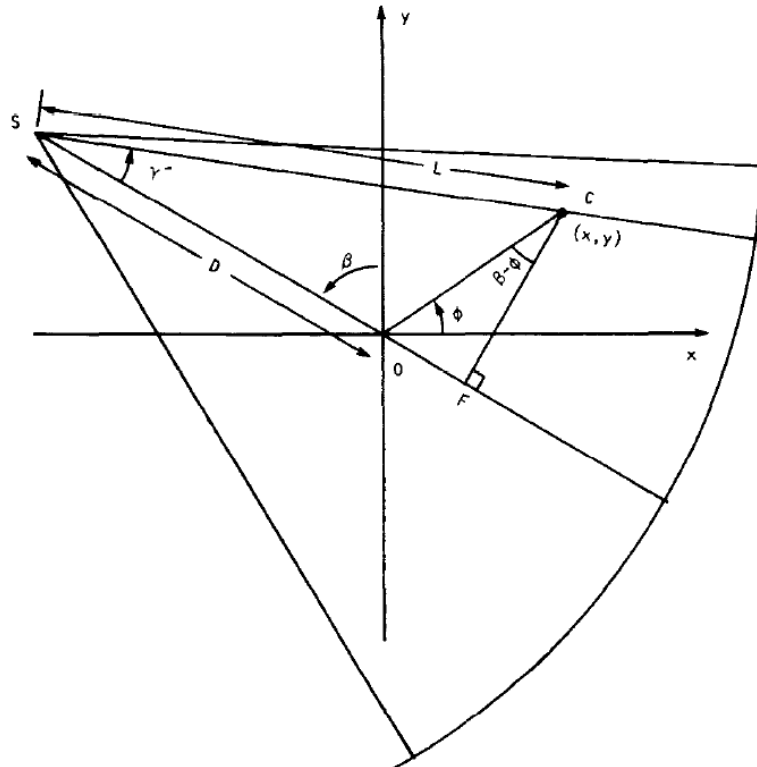
poderá ser reescrita como na equação 2.7 (KAK; SLANEY, 1999, tradução nossa).

$$f(x, y) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-t_m}^{t_m} P_\theta(t) h(x * \cos\theta + y * \sin\theta - t) dt d\theta \quad (2.7)$$

A derivação do algoritmo se torna mais fácil quando o ponto (x, y) (marcado como C na Figura 2.6) é expresso em coordenadas polares (r, ϕ) , como na equação 2.8 (KAK; SLANEY, 1999, tradução nossa).

$$x = r * \cos\phi \text{ and } y = r * \sin\phi \quad (2.8)$$

Figura 2.6: Esta Figura ilustra que L é a distância do pixel no local (x, y) da fonte S; e γ é o ângulo que a linha de origem-pixel subtende como o raio central.



Fonte: Kak e Slaney (1999)

A expressão 2.7 pode ser escrita como a equação 2.9 (KAK; SLANEY, 1999, tradução nossa).

$$f(r, \phi) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-t_m}^{t_m} P_\theta(t) h(r * \cos(\theta - \phi) - t) dt d\theta \quad (2.9)$$

Usando os relacionamentos da equação 2.5, a dupla integração pode ser expressa em termos de γ e β , descrita na equação 2.10 (KAK; SLANEY, 1999, tradução nossa).

$$f(r, \phi) = \frac{1}{2} \int_{-\gamma}^{2\pi-\gamma} \int_{-\sin^{-1}(t_m/D)}^{\sin^{-1}(t_m/D)} P_{\beta+\gamma}(D \sin \gamma) h(r \cos(\beta+\gamma-\phi) - d \sin \gamma) D \cos \gamma d\gamma d\beta \quad (2.10)$$

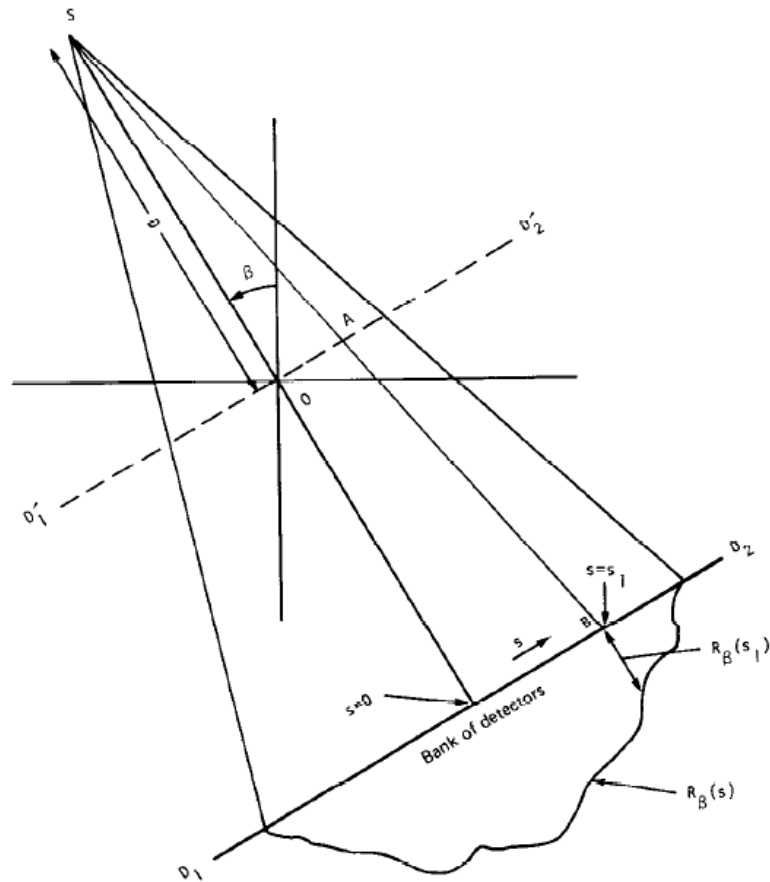
onde usamos $dt d\theta = D \cos \gamma d\gamma d\beta$. Algumas observações sobre esta expressão estão em ordem. Os limites $-\gamma$ a $2\pi - \gamma$ para β cobrem toda a faixa de 360° . Como todas as funções de β são periódicas (com período 2π), esses limites podem ser substituídos por 0 e 2π , respectivamente. $\sin^{-1}(t_m/D)$ é igual ao valor de γ para o raio extremo SE na Figura 2.5. Portanto, os limites superior e inferior para γ podem ser escritos como $\gamma_m^e - \gamma_m$, respectivamente. A expressão $P_{\beta+\gamma}(D \sin \gamma)$ corresponde à integral do raio ao longo de SA nos dados de projeção paralela $P_\theta(t)$. A identidade desse raio integral nos dados de projeção *fan* é simplesmente $R_\beta(\gamma)$. Introduzindo essas modificações na equação 2.10, nós temos a equação 2.11 (KAK; SLANEY, 1999, tradução nossa).

$$f(r, \phi) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-\gamma_m}^{\gamma_m} P_{\beta+\gamma}(D \sin \gamma) h(r \cos(\beta+\gamma-\phi) - d \sin \gamma) D \cos \gamma d\gamma d\beta \quad (2.11)$$

2.3.2 Detectores colineares igualmente espaçados

Vamos denotar $R_\beta(S)$ como uma projeção *fan*, como mostrado na Figura 2.7, onde S é a distância ao longo da linha reta correspondente ao banco de detectores. A principal diferença entre o algoritmo apresentado na subseção anterior e o apresentado aqui está na maneira como uma projeção *fan* é representada, que então introduz diferenças nas manipulações matemáticas subsequentes. Antes, as projeções *fan* eram amostradas em intervalos equiangulares e as representávamos por $R_\beta(\gamma)$, onde γ representava a localização angular de um raio. Agora nós os representamos por $R_\beta(S)$ (KAK; SLANEY, 1999, tradução nossa).

Figura 2.7: Para o caso de detectores equidistantes em uma linha reta, cada projeção é indicada pela função $R_{\beta}(S)$.



Fonte: Kak e Slaney (1999)

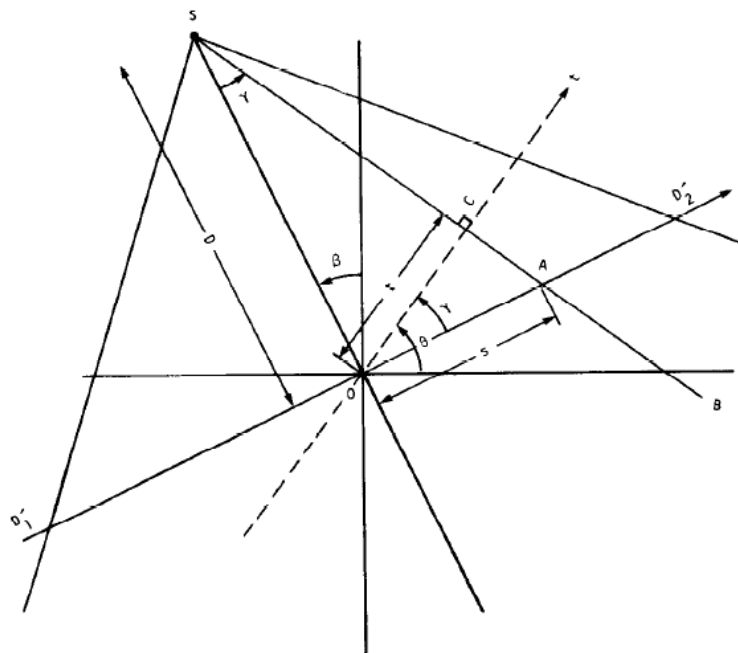
Embora as projeções sejam medidas em uma linha como D_1D_2 na Figura 2.7, para fins teóricos, é mais eficiente supor a existência de uma linha de detector imaginária $D'_1D'_2$ passando pela origem. Agora associamos a integral de raios ao longo de SB com o ponto A em $D'_1D'_2$, ao contrário do ponto B em D_1D_2 . Assim, na Figura 2.8, associaremos uma projeção fan $R_{\beta}(S)$ à linha imaginária do detector $D'_1D'_2$. Agora considere um raio SA na Figura; o valor de S para esse raio é o comprimento de OA . Se dados de projeção paralela foram gerados para o objeto em consideração, o raio SA pertenceria a uma projeção paralela $P_{\theta}(t)$ com θ e t , como mostrado na Figura. A relação entre θ e t para o caso paralelo é dada pela

equação 2.12 (KAK; SLANEY, 1999, tradução nossa).

$$\begin{aligned}
 t &= s * \cos\gamma \\
 \theta &= \beta + \gamma \\
 t &= \frac{sD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \\
 \theta &= \beta + \tan^{-1} \frac{s}{D}
 \end{aligned}
 \tag{2.12}$$

onde foi feito uso do fato de que o ângulo AOC é igual ao ângulo OSC e onde D é a distância do ponto de origem S da origem O (KAK; SLANEY, 1999, tradução nossa).

Figura 2.8: Esta Figura ilustra vários dos parâmetros utilizados na derivação do algoritmo de reconstrução para detectores equidistantes.



Fonte: Kak e Slaney (1999)

Em termos dos dados de projeção paralela, a imagem reconstruída é dada pela equação 2.9, que é repetida aqui por conveniência (KAK; SLANEY, 1999, tradução nossa):

$$f(r, \phi) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-t_m}^{t_m} P_\theta(t) h(r * \cos(\theta - \phi) - t) dt d\theta$$

onde $f(r, \phi)$ é a imagem reconstruída em coordenadas polares. Usando os relaciona-

mentos da equação 2.12, a dupla integração pode ser expressa pela equação 2.13 (KAK; SLANEY, 1999).

$$f(r, \phi) = \frac{1}{2} \int_{-\tan^{-1}(S_m/D)}^{2\pi - \tan^{-1}(S_m/D)} \int_{-S_m}^{S_m} P_{\beta+\gamma}\left(\frac{sD}{\sqrt{D^2 + s^2}}\right) *h\left[r\cos\left(\beta + \tan^{-1}\left(\frac{s}{D}\right) - \phi\right) - \frac{Ds}{\sqrt{D^2 + s^2}}\right] \frac{D^3}{(D^2 + s^2)^{3/2}} ds d\beta \quad (2.13)$$

onde usamos

$$dt d\theta = \frac{D^3}{(D^2 + s^2)^{3/2}} ds d\beta \quad (2.14)$$

na equação 2.13 S_m é o maior valor de S em cada projeção e corresponde a t_m para dados de projeção paralela. Os limites $-\tan^{-1}(S_m/D)$ e $2\pi - \tan^{-1}(S_m/D)$ cobrem o intervalo angular de 360° . Como todas as funções de β na equação 2.13 são periódicas com o período 2π , esses limites podem ser substituídos por 0 e 2π , respectivamente. Além disso, a expressão 2.15 (KAK; SLANEY, 1999, tradução nossa)

$$P_{\beta+\gamma}\left(\frac{sD}{\sqrt{D^2 + s^2}}\right) \quad (2.15)$$

corresponde à integral do raio ao longo de SA nos dados de projeção paralela $P_\theta(t)$. A identidade desse raio integral nos dados de projeção fan é simplesmente $R_\beta(s)$. Introduzindo essas mudanças na equação 2.13, obtemos a expressão 2.16 (KAK; SLANEY, 1999, tradução nossa).

$$f(r, \phi) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-S_m}^{S_m} R_\beta(s) \left(r\cos\left(\beta + \tan^{-1}\frac{s}{D} - \phi\right) - \frac{Ds}{\sqrt{D^2 + s^2}} \right) \frac{D^3}{(D^2 + s^2)^{3/2}} ds d\beta \quad (2.16)$$

2.4 Escala Hounsfield

Em tomografias computadorizadas, o valor de nível de cinza proporcional ao coeficiente de atenuação é dado em Unidades Hounsfield (HU, do inglês *Hounsfield Units*). Esta nomen-

clatura foi uma homenagem à Godfrey Hounsfield, que ajudou no desenvolvimento da TC. Esta unidade representa os valores de densidade da tomografia, na qual a mesma detêm a capacidade de quantificar a atenuação do feixe de um determinado objeto (PAULINO, 2017).

O valor HU da água é 0, o valor HU do ar é 1000, enquanto o valor HU de outros objetos é calculado usando esta fórmula 2.17 (ESSAF et al., 2019, tradução nossa).

$$HU = \frac{\mu_x - \mu_{agua}}{\mu_{agua} - \mu_{ar}} \quad (2.17)$$

Onde HU é a unidade de Hounsfield, μ_x é o coeficiente de atenuação de raios X de um tecido, x representa o tecido e μ é o coeficiente de atenuação linear e está relacionado à intensidade de raios X. μ_{agua} é o coeficiente de atenuação de raios X da água destilada à temperatura e pressão padrão e μ_{ar} é o coeficiente de atenuação da água. Usando a equação 2.17, tecidos com μ_x maior que a água têm um valor positivo e tecidos com μ_x menor que a água têm um valor negativo. Isso tornou possível atribuir um valor de HU para diferentes tecidos com base em seus coeficientes de atenuação de raios X. O valor da unidade Hounsfield é linearmente transformado em pixels na imagem. A imagem obtida por diferentes dispositivos devido a diferentes padrões de conversão pode apresentar diferentes valores; mas sob as mesmas condições de raios X da tomografia computadorizada, o valor da unidade Heinz obtido por irradiação do corpo humano é o mesmo, conforme mostrado na tabela 2.1 (ESSAF et al., 2019, tradução nossa).

Tabela 2.1: Referência da escala Hounsfield

Substância	Valor HU
Ar	-1000
Pulmão	-500
Gordura	-100 a -50
Água	0
Líquido Cefalorraquidiano	15
Rim	30
Sangue	+30 a +45
Músculo	+10 a +40
Substância cinza	+37 a +45
Substância branca	+20 a +30
Fígado	+40 a +60
Tecido macio, contraste	+100 a +300
Osso	+700 (osso esponjoso) a +3000 (osso cortical)

Fonte: Essaf et al. (2019)

2.5 Técnicas para redução de artefatos metálicos

De acordo com Hsieh (2009, tradução nossa), os métodos usados para combater artefatos de imagens de TC podem ser divididos em duas grandes classes: correção/redução de artefatos e prevenção de artefatos.

A correção ou redução de artefatos vem principalmente de instituições acadêmicas ou indústrias. Muitos trabalhos e artigos de pesquisa podem ser encontrados em várias revistas e anais de congressos e uma parcela ainda maior dos resultados da pesquisa pode ser encontrada em patentes. Alguns resumos e visões gerais sobre o assunto podem ser encontrados em vários livros. No entanto, muitos dos métodos de combate a artefatos são considerados segredos de propriedade ou comerciais e não estão disponíveis no domínio público (HSIEH, 2009, tradução nossa).

A prevenção de artefatos depende principalmente dos esforços combinados dos fabricantes e operadores de TC. Os melhores protocolos clínicos devem ser recomendados pelos projetistas de TC para otimizar a qualidade da imagem. Por outro lado, os operadores de TC precisam ser adequadamente treinados para usar os scanners de maneira ideal (HSIEH, 2009, tradução nossa).

Métodos para reduzir artefatos metálicos em imagens de tomografia computadorizada (TC) têm sido pesquisados e desenvolvidos há quase 40 anos. Quando os raios X passam através de um objeto metálico, dependendo de seu tamanho e densidade, diferentes efeitos físicos afetam negativamente as medições, principalmente o endurecimento, a dispersão, o ruído e o efeito de volume parcial não linear. Esses fenômenos degradam severamente a qualidade da imagem e dificultam o poder do diagnóstico e os resultados do tratamento em muitas aplicações clínicas. (GJESTEBY et al., 2016, tradução nossa).

Gjesteby et al. (2016, tradução nossa) classifica as técnicas de redução de artefatos metálicos em seis grupos principais: *otimização do implante metálico*, *aperfeiçoamento da aquisição*, *pré-processamento baseado em fatores físicos*, *correção da projeção*, *reconstrução iterativa* e *pós-processamento de imagem*.

2.5.1 Otimização do implante metálico

A maneira mais simples de reduzir artefatos de metal em uma tomografia computadorizada é evitar a presença de metal no campo de visão. Para aplicações clínicas, isso pode ser feito grosseiramente removendo metal do paciente ou optando por um implante não metálico. Na prática, essas opções geralmente não são realistas devido a cirurgia invasiva necessária para a remoção do implante ou a alternativas de metal inadequadas (GJESTEBY et al., 2016, tradução nossa). No entanto, um estudo mostra casos de pacientes em que as obturações dentárias foram extraídas para o planejamento de radiação de câncer de cabeça e pescoço (GRAY et al., 2012, tradução nossa).

2.5.2 Aperfeiçoamento da aquisição

Uma segunda classe de estratégias é alterar os parâmetros de aquisição da tomografia computadorizada, como a voltagem do tubo de raios X, a corrente do tubo, o plano de varredura

e a espessura da fatia. Uma abordagem mais drástica é empregar protocolos de dupla energia que adquirem dados usando dois espectros de raios X para decomposição do material. A tomografia computadorizada espectral com contagem de fótons é um método ainda diferente com a capacidade de resolver múltiplas energias a partir de um único espectro (GJESTEBY et al., 2016, tradução nossa).

2.5.3 Pré-processamento baseado em fatores físicos

As técnicas de pré-processamento baseadas em física visam modelar a causa física de artefatos de metal, como ruído, dispersão, endurecimento de feixes e o efeito NLPV (do inglês, *Non-Linear Partial Volume*), e corrigir dados no traço de metal para melhorar a reconstrução. Essas correções são geralmente aplicadas no domínio de projeção antes da reconstrução, embora os mesmos modelos físicos possam ser incorporados alternativamente no modelo anterior de um algoritmo de reconstrução iterativo (GJESTEBY et al., 2016, tradução nossa).

2.5.4 Correção da projeção

Muitas vezes, os dados no traço de metal 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. Uma segunda abordagem de conclusão de projeção que aumenta a precisão é incorporar o conhecimento prévio para orientar a estimativa dos dados que substituem as projeções corrompidas. Essa imagem anterior é reprojeta (projetada para frente) para gerar dados de projeção para conclusão do sinograma e, portanto, esses tipos de procedimentos são classificados como reprojeção (GJESTEBY et al., 2016, tradução nossa)(MOUTON et al., 2013).

2.5.5 Reconstrução iterativa

A reconstrução iterativa inicia com uma imagem simulada e compara essas projeções com os dados da projeção da tomografia computadorizada realmente medidos na aquisição da imagem. O objetivo é minimizar o erro entre esses sinogramas, otimizando uma função objetiva que orienta a reconstrução. Exemplos dessa função objetiva incluem o método dos míni-

mos quadrados (do inglês, *Least Squares*) e máxima verossimilhança (do inglês, *Maximum-Likelihood Estimation*), que visa a distribuição de coeficientes de atenuação linear dos dados de projeção com a máxima probabilidade (GJESTEBY et al., 2016, tradução nossa).

2.5.6 Pós-processamento de imagem

Uma abordagem MAR menos popular é realizar o pós-processamento, que visa corrigir no domínio da imagem. Os métodos de pós-processamento reduzem os artefatos após a reconstrução da imagem e não dependem do acesso a dados de projeção brutos. Essas técnicas sozinhas frequentemente não são tão eficazes quanto as abordagens de correção de dados brutos, uma vez que os danos já ocorreram, mas a combinação de pós-processamento com modificações de reconstrução pode ter méritos (GJESTEBY et al., 2016, tradução nossa)(MOUTON et al., 2013).

2.6 Interpolação

Os métodos de interpolação de imagens ocuparam uma posição peculiar no processamento de imagens médicas. Eles são necessários para geração de imagens e também para pós-processamento de imagens. Na tomografia computadorizada ou na ressonância magnética (MR, do inglês, *Magnetic Resonance*), a reconstrução da imagem requer interpolação para aproximar as funções discretas a serem reconstruídas através da transformação inversa de Radon (LEHMANN; GONNER; SPITZER, 1999, tradução nossa).

Nos modernos sistemas de imagem de raios X, como a angiografia por subtração digital (DSA, do inglês, *Digital Subtraction Angiography*), a interpolação é usada para permitir o alinhamento assistido por computador da radiografia atual e da imagem da máscara. Além disso, o zoom ou a rotação de imagens médicas após sua aquisição geralmente é usado no diagnóstico e tratamento, e os métodos de interpolação são incorporados aos sistemas de diagnóstico assistido por computador (CAD, do inglês, *Computer Aided Diagnosis*), cirurgia assistida por computador (CAS, do inglês, *Computer Assisted Surgery*) e sistemas de comunicação e arquivamento de imagens (PACS, do inglês, *Picture Archiving and Communication Systems*) (LEHMANN; GONNER; SPITZER, 1999, tradução nossa).

Na área de processamento de imagem, o objetivo dos processos de interpolação é completar regiões da imagem que estejam com informações incorretas. Os processos de interpolação buscam transpor informações das porções conhecidas da imagem para a região que está sendo interpolada (PIRES, 2007).

De acordo com Agarwal et al. (2015, tradução nossa), usando a interpolação, podemos encontrar as distâncias em pontos intermediários que, por sua vez, contribuem para o informativo da imagem 3D. As técnicas disponíveis para interpolação são as seguintes.

- Interpolação do vizinho mais próximo: essa técnica replica os pontos intermediários como os de canto.
- Interpolação bi-cúbica e bilinear: a interpolação bi-cúbica é uma extensão da interpolação cúbica para interpolar pontos de dados em uma grade regular bidimensional, enquanto a interpolação bilinear é uma extensão da interpolação linear para funções de interpolação linear de duas variáveis em uma grade 2D regular.
- Interpolação do spline: é uma forma de interpolação em que o interpolante é um tipo especial de polinômio por partes chamado spline. A interpolação de spline é preferida à interpolação polinomial porque o erro de interpolação pode ser reduzido mesmo quando se usa polinômios de baixo grau para a spline.

2.6.1 Interpolação tridimensional

A interpolação aplicada a imagens tridimensionais, é similar a interpolação da imagem em duas dimensões (2D). Mas, os processos deverão promover a complementação de informações nas três dimensões, permitindo, a obtenção de uma imagem tridimensional utilizando um conjunto de imagens em bidimensionais, como as fatias de tomografias computadorizadas (PIRES, 2007).

A interpolação linear em nível de cinza é o método mais utilizado. A família spline (B-spline, spline cúbica, thin-plate spline) é o segundo método mais utilizado. Uma variedade de outros métodos, como vizinho mais próximo, sin (truncado), polinômio de Lagrange, Bezier também são utilizados (GREVERA; UDUPA, 1998, tradução nossa)(GONZALEZ; WOODS, 2002)(PEDRINI; SCHWARTZ, 2008).

No início do século XX, John Radon, um matemático alemão, demonstrou matematicamente que é possível reconstruir uma estrutura em 3D a partir de um conjunto finito de projeções em 2D dessa estrutura (RADON, 1917, tradução nossa).

Com o descobrimento dos raios X por Röntgen em 1895 (CAVALCANTI, 2014) e sabendo que as fatias de raios X são projeções bidimensionais, houve a possibilidade de reconstrução dos órgãos em três dimensões. Contudo, na época, o elevado número de cálculos exigidos para isso tornava essa iniciativa tecnicamente inviável (PIRES, 2007).

Aparelhos de imagens médicas produzem dados tridimensionais, que produzem dados na forma de fatias de imagens. Nós podemos visualizar em imagens de tomografia onde a distância de duas fatias consecutivas é muito grande, o matching de imagens pode ser consideravelmente improvável a qualidade da interpolação (GOSHTASBY; TURNER; ACKERMAN, 1992, tradução nossa).

Capítulo 3

Metodologia

Neste capítulo, será descrito a metodologia utilizada neste trabalho. Os procedimentos da metodologia podem ser organizados na seguinte ordem:

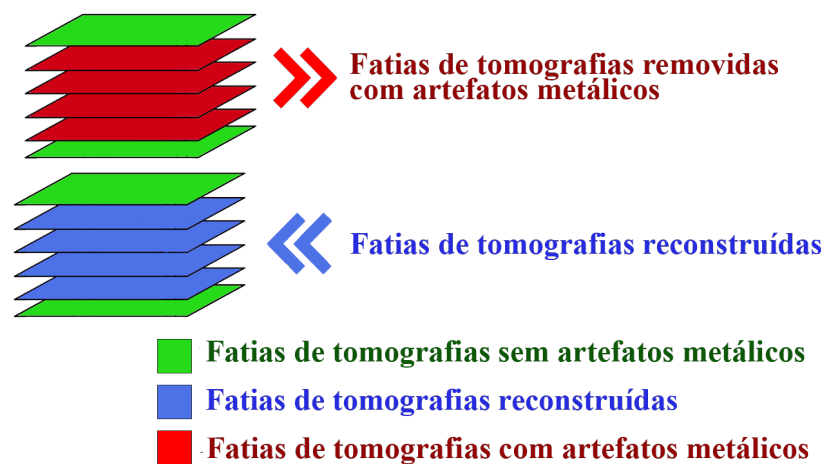
- Processo de reconstrução e redução dos artefatos metálicos;
- A premissa que é seguida para termos uma interpolação baseada em registro;
- O algoritmo de interpolação baseada em registro;
- As informações dos dados do *dataset*;
- As informações dos experimentos;
- As métricas quantitativas de qualidade em imagens.

3.1 Processo de reconstrução e redução dos artefatos metálicos

Com o objetivo de reconstruir fatias de TC, propõe-se a criação de fatias virtuais (fatias reconstruídas) entre duas fatias reais ou virtuais adjacentes que não estão afetadas por artefatos metálicos. Isso pode ser feito porque as imagens das estruturas internas do corpo humano representadas nas fatias de TC apresentam grande similaridade entre si.

Este experimento terá duas etapas, primeiramente a remoção das fatias reais da tomografia computadorizada que estão afetadas por artefatos metálicos. Em seguida, será realizada a reconstrução das fatias virtuais, como é visto na Figura 3.1.

Figura 3.1: Processo de reconstrução da tomografia computadorizada afetada por artefato metálico



Fonte: próprio autor

3.2 Premissa básica da interpolação baseada em registro

A interpolação Baseada em Registro (RG, do inglês, *Registration-based*) baseia-se em duas suposições: que as fatias adjacentes contêm características anatômicas semelhantes e que o algoritmo de registro é capaz de encontrar a transformação que mapeia essas características semelhantes (PENNEY et al., 2004, tradução nossa).

Se a primeira suposição for violada e uma característica anatômica desaparecer de uma fatia para a outra, as vantagens de uma abordagem baseada em registro serão perdidas. A segunda suposição diz respeito aos tipos de transformação permitidos pelo algoritmo de registro. Um componente dos algoritmos de registro não-rígido é um modelo subjacente de como é permitido deformar o tecido. Esses modelos subjacentes podem ser representados por funções matemáticas (por exemplo, funções básicas ou splines) ou podem ser mais baseados em fatores físicos (por exemplo, modelos elásticos, fluidos ou de elementos finitos) (PENNEY et al., 2004, tradução nossa).

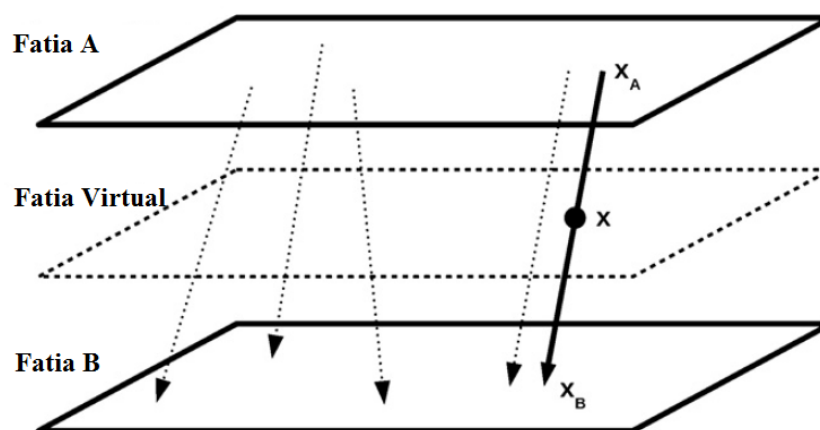
Quando a transformação entre os recursos em fatias adjacentes estiver fora dos recursos

do algoritmo, os resultados serão abaixo do ideal. Por exemplo, a transformação "verdadeira" pode exigir uma descontinuidade, enquanto o modelo de transformação subjacente pode assumir um campo de deformação suave (PENNEY et al., 2004, tradução nossa).

A interpolação baseada em registro, é uma abordagem baseada na forma que realiza a interpolação tentando recuperar precisamente os objetos visualizados. Para cada par vizinho de fatias originais, um campo de deformação que os registra é calculado e a fatia intercalada é então interpolada a partir desse campo de deformação, utilizando o algoritmo de registro para determinar as correspondências entre fatias vizinhas (RUECKERT et al., 1999, tradução nossa)(NEUBERT et al., 2012).

Ao calcular a intensidade em um certo ponto X da nova fatia, como é observado na Figura 3.2, primeiro encontramos a linha de interpolação mais próxima entre as fatias adjacentes e construímos uma linha paralela passando pelo ponto X . Então, as posições dos pontos X_A e X_B são calculadas como uma interseção da nova linha de interpolação e das duas fatias adjacentes. O novo valor de intensidade é calculado como uma interpolação quadrática entre intensidades nos pontos X_A e X_B . Essa modificação em nossa experiência fornece desempenho superior. As intensidades nos pontos X_A e X_B são determinadas pela interpolação no plano da fatia (NEUBERT et al., 2012, tradução nossa).

Figura 3.2: Interpolação baseada em Registro



Fonte: Neubert et al. (2012)

3.3 Descrição do algoritmo

Pires (2007) diz que a representação inicial da imagem 3D pode ser feita pela união de fatias reais e virtuais, sendo possível adicionar uma ou mais fatias virtuais entre fatias reais. A quantidade de fatias virtuais que podem ser inseridas entre duas fatias reais adjacentes pode ser mensurada através da distância e resolução dessas imagens.

A similaridade entre duas fatias reais, denominadas de f_1 e f_2 , precisa ser analisada para a criação de uma fatia virtual entre elas. Uma fatia virtual irá conter porções de informações de f_1 e f_2 . As partes da fatia virtual que não são similares as partes de f_1 e f_2 , deverão ser reconstruídas utilizando alguma técnica de retoque (PIRES, 2007).

Para criar uma fatia virtual entre duas fatias adjacentes, f_1 e f_2 , a similaridade entre elas precisa ser analisada. A representação inicial de fatias virtuais é composta por porções semelhantes entre f_1 e f_2 . Porções de fatias não similares, deverão ser recriadas utilizando alguma técnica de retoque (PIRES, 2007). A técnica de retoque utilizada na reprodução deste experimento foi a análise dos pixels de uma vizinhança 3x3 das fatias adjacentes.

Os tópicos enumerados abaixo de 1 até 6 para obter a TC baseada em Registro (TC RG), foram propostos por Pires (2007), enquanto os tópicos enumerados de 7 a 10 e também todo o restante do algoritmo, foi proposto pelo autor desta dissertação.

1. Considere duas fatias A e B , que são usadas para gerar uma fatia virtual inicial C ;
2. Calcula-se a média aritmética simples do desvio padrão dos níveis de cinza das fatias A e B . A partir da média, multiplicando-a por um coeficiente K ,

$$0 < K \leq 1$$

obtém-se um limiar Tg que definirá um limite de tolerância nos testes de similaridade. De acordo com Pires (2007), o melhor valor para o coeficiente K será 0,15;

3. Para cada pixel C_{ij} a ser interpolado em C , calcula-se a diferença de intensidade entre A_{ij} e B_{ij} , e também entre A_{ij} e os pixels vizinhos diretos de B_{ij} ;
4. Repete-se o mesmo procedimento entre B_{ij} e A_{ij} , incluindo também os pixels vizinhos de A_{ij} ;

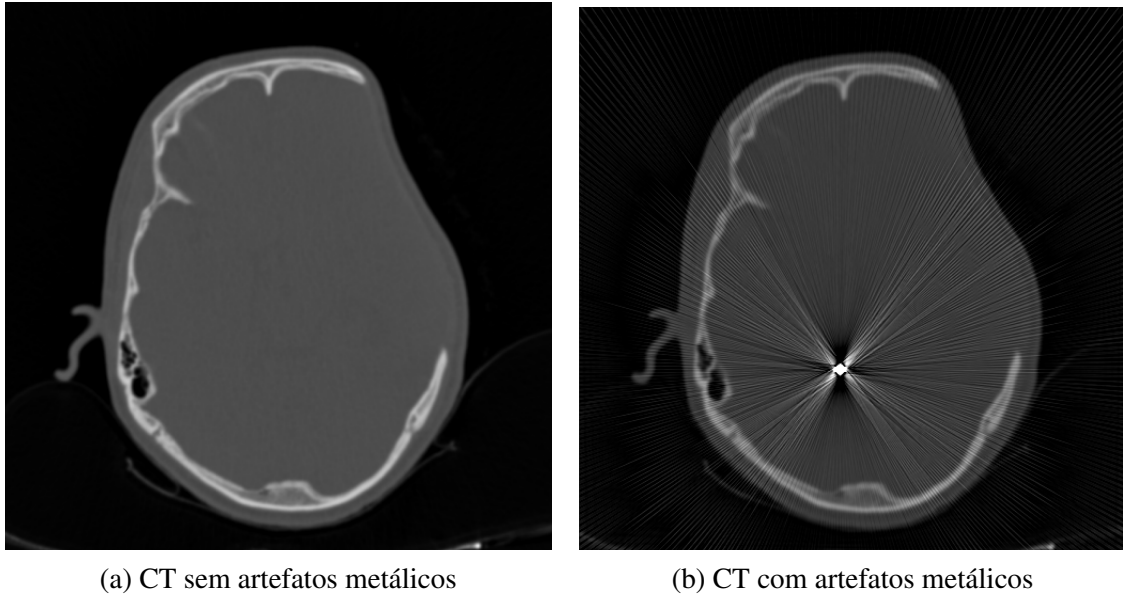
5. A menor diferença de intensidade encontrada nos passos 3 e 4 é comparada com T_g ;
6. Se a menor diferença de intensidade encontrada no passo 5 é menor do que T_g , então existe na fatia virtual C o tecido caracterizado pelos pixels de menor distância. O pixel C_{ij} recebe o valor A_{ij} se a menor distância encontrada é devido a ele ou aos seus pixels vizinhos, ou B_{ij} ;
7. Se a menor diferença de intensidade encontrada no passo 5 é maior do que T_g , então C_{ij} será denominado através da média de duas máscaras. Cria-se uma máscara 3x3 a partir de A_{ij} , denominada de Ma_{ij} , cria-se outra máscara 3x3 a partir de B_{ij} , denominada de Mb_{ij} . Em seguida, calcula-se a média da máscara de Ma_{ij} , consecutivamente, também é calculada a média da máscara de Mb_{ij} . Por fim, realiza-se a média dos resultados das médias das duas máscaras, este valor será atribuído a C_{ij} . De acordo com a equação 3.1.

$$C_{ij} = \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (Ma_{ij})}{9} + \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (Mb_{ij})}{9} \quad (3.1)$$

8. Sendo x a posição inicial do seu intervalo de fatias de TC (posição da primeira fatia original) e z a posição final do seu intervalo de fatias de TC (posição da segunda fatia original). A sua primeira fatia reconstruída (fatia virtual) estará na posição mediana que denominarei de y entre x e z , isto é, $[x, \dots, \dots, y, \dots, \dots, z]$.
9. Repita o mesmo procedimento a partir do passo 1, para reconstruir as fatias de TC necessárias para preencher os intervalos $[x, \dots, \dots, y]$, e $[y, \dots, \dots, z]$.
10. O algoritmo será finalizado quando a posição inicial for igual a posição final em um intervalo de reconstrução de TC.

Ao obter as fatias reconstruídas através da interpolação baseada em registro com o método descrito acima, buscamos recuperar informações das fatias de TC com ruído, seguindo a premissa que os artefatos metálicos não comprometem toda a TC, mas uma parte dela, como é visto na Figura 3.3.

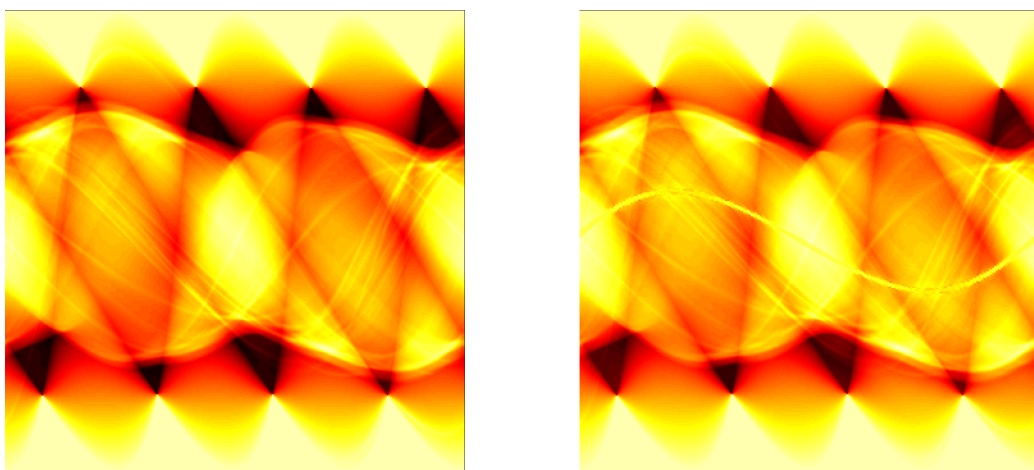
Figura 3.3: Visualização da tomografia original e da tomografia com a inserção de artefatos metálicos



Fonte: próprio autor

Para recuperar informações da TC com artefato metálico, foi utilizada a transformada de Radon (RADON, 1917, tradução nossa) e a transformada Fan-beam (NATTERER, 1993, tradução nossa), transformando a TC em sinograma como é observado na Figura 3.4.

Figura 3.4: Visualização da sinograma original e do sinograma com a inserção de artefatos metálicos



(a) sinograma da TC baseada em registro

(b) sinograma da TC com artefato metálico

Fonte: próprio autor

O sinograma da TC RG é usado para comparação com o sinograma da TC com artefatos metálicos utilizando uma margem de erro de $\pm 2.5\%$ (ZURL et al., 2014, tradução nossa) (POLUDNIOWSKI; EVANS; WEBB, 2012). Se o valor do pixel do sinograma da TC com artefatos metálicos estiver dentro do intervalo de $\pm 2.5\%$ do valor do pixel da TC RG, então esta informação deste pixel é recuperada e substituída em uma cópia do sinograma com os mesmos valores do sinograma da TC RG.

Consecutivamente, são utilizadas as funções inversas da transformação de Radon (Iraddon) e da transformação Fan-beam (Ifanbeam) para transformar os sinogramas em tomografias computadorizadas. Teremos então:

- TC original, sem artefato metálico;
- TC afetada por artefato metálico (Com ruído);
- TC reconstruída baseada em registro (RG);
- TC com informações recuperadas utilizando a função inversa da transformada de Radon (Iraddon);
- TC com informações recuperadas utilizando a função inversa da transformada Fan-beam (Ifanbeam);
- TC reconstruída com interpolação linear (Linear).

3.4 Avaliação

A avaliação do nosso método de interpolação baseada em registros foi realizada em conformidade com o paradigma proposto por Neubert et al. (2012) e Penney et al. (2004). Comparou-se nossa abordagem com o método de interpolação linear implementado de maneira padrão. O algoritmo baseado em registro foi implementado usando informações de Pires (2007), Neubert et al. (2012) e Penney et al. (2004).

3.5 Informações dos dados

As imagens de tomografia computadorizada foram adquiridas na base de dados da empresa Embodi 3D. Algumas informações em relação as configurações das TCs utilizadas são relevantes.

- Formato: DICOM;
- Largura: 512;
- Altura: 512;
- Tipo de cor: Escala de cinza;
- Modalidade: CT;
- Marca do aparelho de tomografia: GE Medical Systems;
- Interpretação Fotométrica: MONOCHROME2;
- Espaçamento de pixels: [0.4180 mm, 0.4180 mm];
- Espaçamento entre fatias adjacentes: 1 mm.

3.6 Experimentação

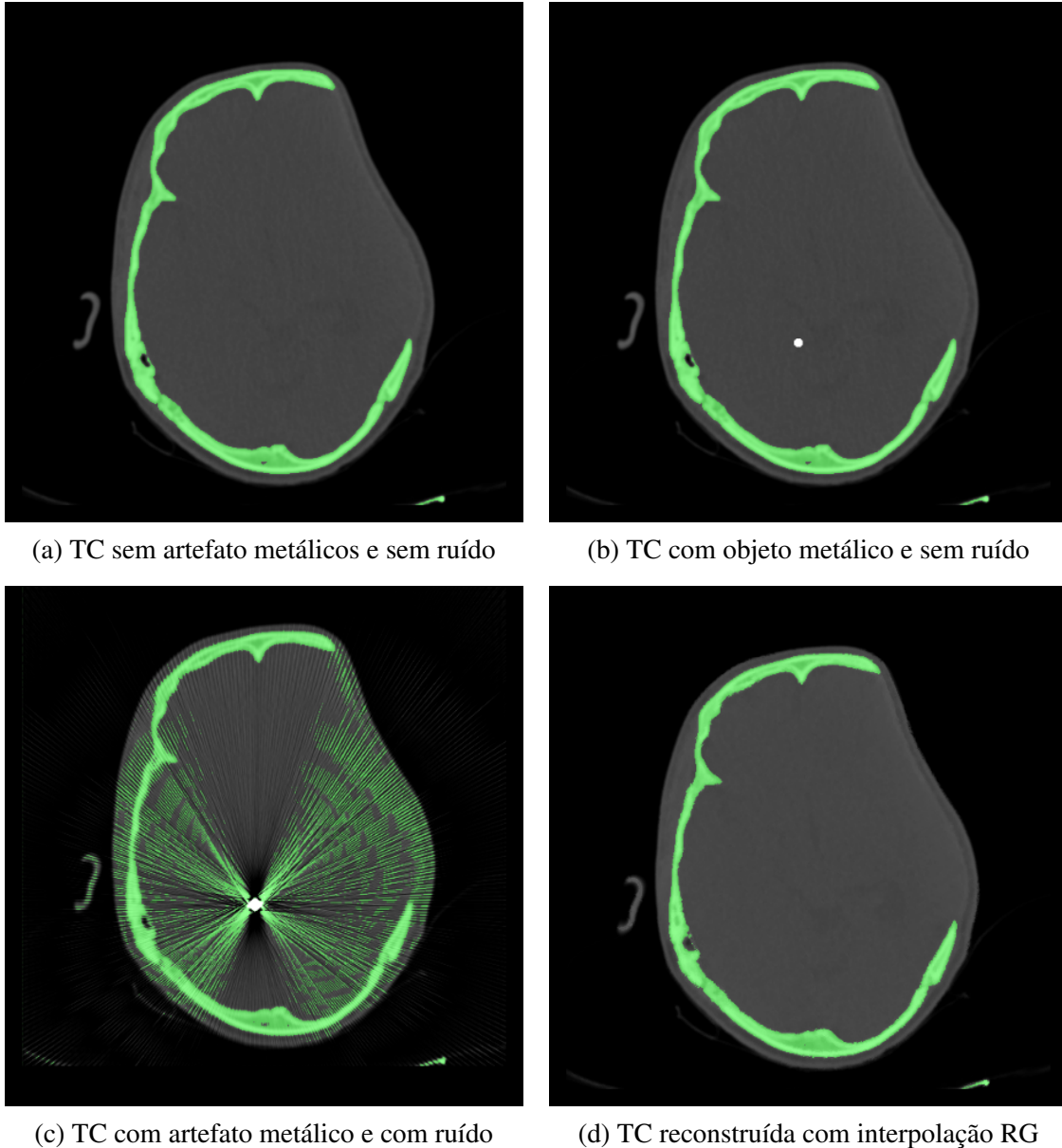
Utilizando uma amostra de 50 fatias de tomografia computadorizadas, de um dataset de 250 fatias, foi selecionado um intervalo aleatório de tamanhos 1, 2, 3, 4, 5 e 9 fatias de tomografia computadorizada.

Foi inserido um artefato esférico tridimensional com raio igual a quatro (4) observado na Figura 3.5b e com valor de 3500 (valor padrão para artefatos metálicos) na escala Hounsfield. Esta escala representa valores de densidade de tomografia, na qual a mesma detêm a capacidade de quantificar a atenuação do feixe de um determinado objeto (LISLE, 2012, tradução nossa).

Após a inserção de um artefato metálico esférico tridimensional, foi gerado um ruído ao seu redor em 360°, obtendo a tomografia computadorizada afetada por artefato metálico, como visto na Figura 3.5c.

Então, são utilizados os métodos de reconstrução de interpolação tridimensional baseada em registro (Figura 3.5d) proposto neste trabalho e comparado com o método de reconstrução de interpolação linear tridimensional e outros métodos de recuperação de informações das fatias de tomografia com ruídos.

Figura 3.5: Estágios da construção da tomografia afetada por artefatos metálicos e reconstrução da tomografia com os métodos de interpolação



Fonte: próprio autor

3.7 Avaliação pelas métricas de qualidade em imagens

- O cálculo do erro médio absoluto (MAE, do inglês, *Mean Absolute Error*) é realizado pela soma da diferença absoluta de cada pixel da imagem original e da imagem aproximada, dividido pela multiplicação das dimensões da imagem. Quanto menor o valor dessa métrica, mais similar a nova imagem será da original (PEDRINI; SCHWARTZ, 2008), que pode ser expressa pela equação 3.2.

$$MAE = \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} |f(x, y) - g(x, y)| \quad (3.2)$$

- A relação sinal-ruído de pico (PSNR, do inglês, *Peak Signal-to-Noise Ratio*) é a razão entre a potência máxima de um sinal e a potência máxima do sinal de ruído. PSNR é medido em relação à potência do sinal de pico. Sua unidade é de decibéis. Se $f(x, y)$ é a imagem de referência original e $g(x, y)$ é a imagem distorcida, então, onde M e N são as dimensões da imagem. L é a faixa dinâmica dos pixels da imagem. O PSNR é útil se imagens com intervalos dinâmicos diferentes forem comparadas; caso contrário, não conterà nenhuma nova informação que não seja o erro quadrático médio (MSE, do inglês, *Mean Square Error*). Um valor mais alto de PSNR significa um bom valor. PSNR é uma excelente medida de qualidade para distorção de ruído branco. O PSNR envolve cálculos simples, possui um significado físico claro e é conveniente no contexto da otimização, mas o PSNR não está de acordo com as características do sistema visual humano (HVS, do inglês, *Human Visual System*) (MANDAL et al., 2015, tradução nossa). Equação 3.3:

$$PSNR = 20 \cdot \log_{10} \left(\frac{L^2 MN}{\sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} [f(x, y) - g(x, y)]^2} \right) \quad (3.3)$$

- A correlação de Pearson é amplamente usada na análise de imagens (por exemplo, para comparar disparidades entre duas imagens, para reconhecimento de padrões). O coeficiente de correlação mede a covariância linear entre dois conjuntos de dados,

neste caso entre os valores de intensidade da imagem digital do objeto de referência e sua imagem degradada. Assim, uma correlação mais alta indica que as duas imagens têm padrões espaciais semelhantes (ARTAL, 2017, tradução nossa).

O coeficiente de correlação (CR) é definido pela equação 3.4.

$$CR = \frac{\sum_{i=1}^N (O_i - \bar{O})(I_i - \bar{I})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (O_i - \bar{O})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^N (I_i - \bar{I})^2}} = \frac{\sigma_{OI}}{\sigma_O \sigma_I} \quad (3.4)$$

Onde $\sigma_{OI} = (1/n) \sum_{i=1}^N (O_i - \bar{O})(I_i - \bar{I})$ é a covariância entre o objeto O e a imagem I , e σ_O e σ_I , são os desvios padrões de O e I , respectivamente (ARTAL, 2017, tradução nossa).

Capítulo 4

Resultados e Discussão

O presente capítulo mostrará os resultados obtidos qualitativamente observando as diferenças visuais entre as imagens de tomografia computadorizada; como também quantitativamente, analisando as métricas de qualidade citadas no capítulo 3.

O mesmo capítulo estará organizado por subseções com a descrição dos resultados dos experimentos na reconstrução de 1, 2, 3, 4, 5 e 9 fatias de tomografia computadorizada, sendo finalizado com subseção das discussões dos experimentos.

A posição das fatias de TC afetadas por artefatos metálicos foram escolhidas de maneira randômica, através da função de criação de artefatos metálicos presente no apêndice A.

4.1 Reconstrução de uma fatia de tomografia computadorizada

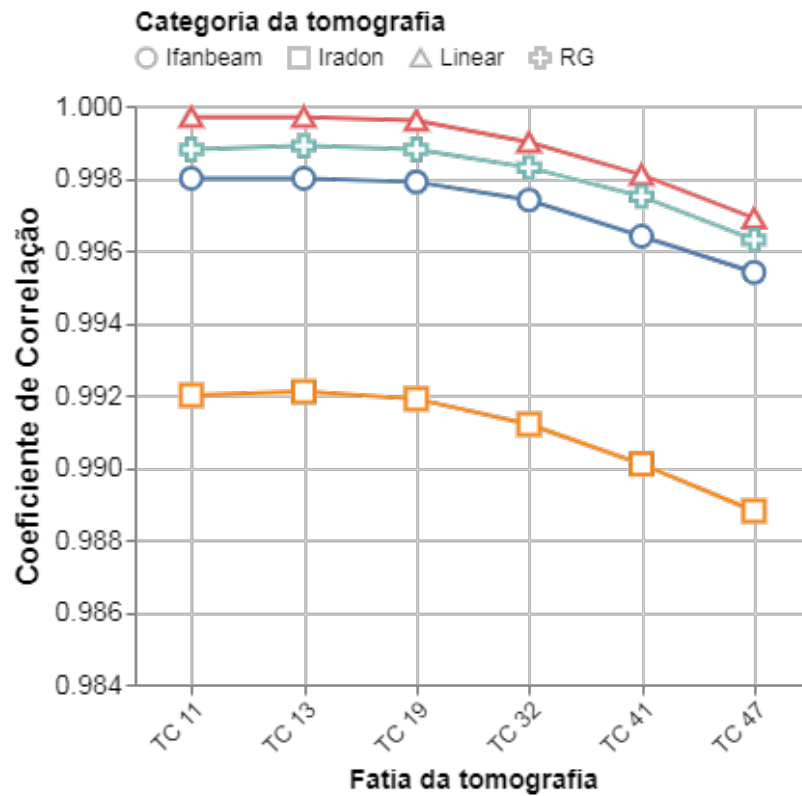
Na reconstrução de 1 fatia de tomografia computadorizada, foram utilizadas neste experimento uma amostra de 50 imagens de tomografia, de um total de 250 do dataset completo. Foi inserido um artefato metálico nas tomografias de número 11, 13, 19, 32, 41 e 47. Ao final deste tópico, foi utilizada a TC de número 11 para a análise qualitativa.

4.1.1 Coeficiente de correlação de Pearson

Na tabela 4.1 e na Figura 4.1, as tomografias computadorizadas possuem uma relação positiva, com o valor de r próximo de 1.

A interpolação linear obteve um percentual superior a interpolação RG em todas as reconstruções de TC com intervalo de tamanho 1, sendo assim, o melhor método para reconstrução de intervalos de tomografias computadorizadas de tamanho 1.

Figura 4.1: Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de uma fatia de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original



Fonte: próprio autor

Tabela 4.1: Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de uma fatia de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original

Fatia de TC	Coeficiente de Correlação				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
11	0.9202	0.9988	0.9997	0.9980	0.9920
13	0.8638	0.9989	0.9997	0.9980	0.9921
19	0.9209	0.9988	0.9996	0.9979	0.9919
32	0.9120	0.9983	0.9990	0.9974	0.9912
41	0.8949	0.9975	0.9981	0.9964	0.9901
47	0.8294	0.9963	0.9969	0.9954	0.9888

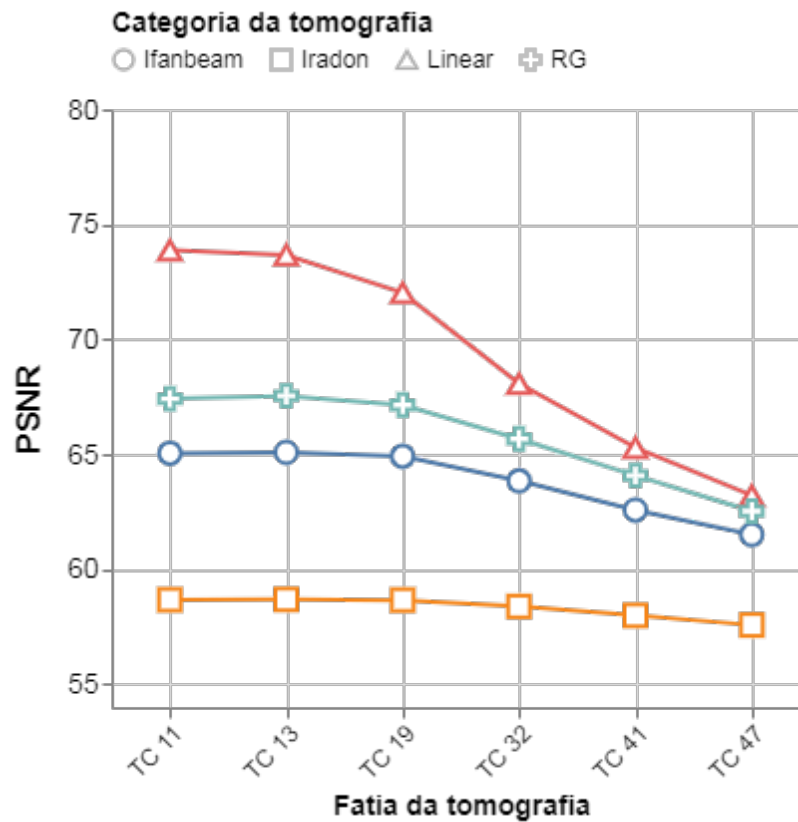
Fonte: próprio autor

4.1.2 Relação sinal-ruído de pico (*PSNR*)

Na tabela 4.2 e na Figura 4.2, as tomografias computadorizadas reconstruídas possuem um alto índice de PSNR, o que demonstra uma grande similaridade com as tomografias originais (sem ruído).

A interpolação linear obteve um valor do PSNR superior a interpolação RG em todas as reconstruções de TC com intervalo de tamanho 1, sendo assim, o melhor método para reconstrução de intervalos de tomografias computadorizadas de tamanho 1.

Figura 4.2: Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de uma fatia de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original



Fonte: próprio autor

Tabela 4.2: Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de uma fatia de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original

Fatia de TC	PSNR				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
11	48.7762	67.4226	73.8857	65.0558	58.6846
13	46.3156	67.5521	73.6720	65.0936	58.6986
19	48.8353	67.1499	72.0360	64.9282	58.6685
32	48.3207	65.6803	68.0837	63.8542	58.3894
41	47.5730	64.0875	65.2919	62.5855	58.0026
47	45.1991	62.5356	63.2146	61.5189	57.5860

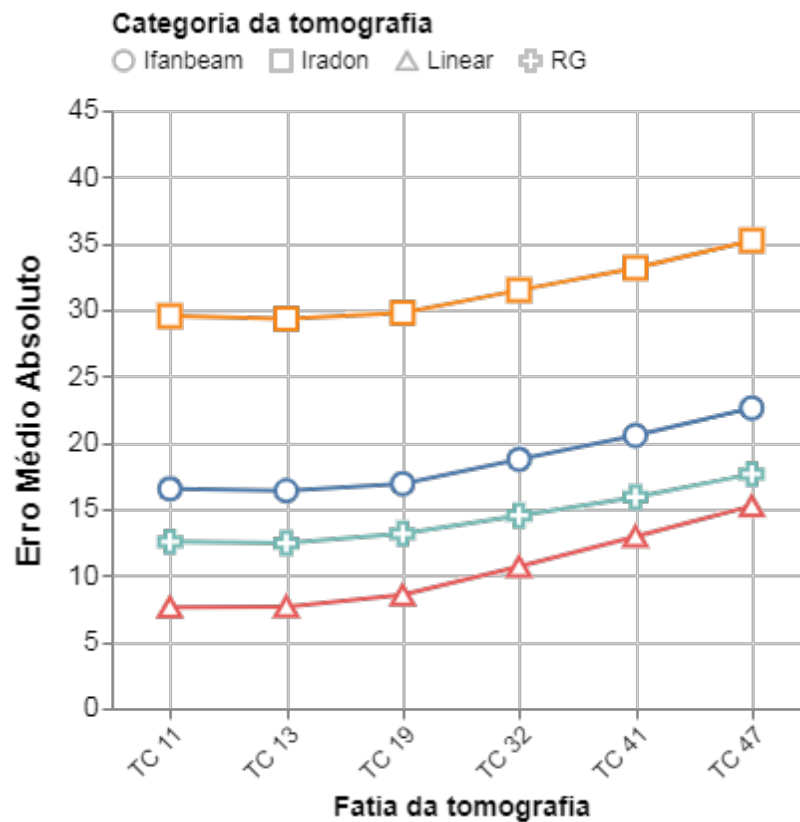
Fonte: próprio autor

4.1.3 Erro médio absoluto

Na tabela 4.3 e na Figura 4.3, é observado que as tomografias computadorizadas reconstruídas possuem um baixo índice de erro médio absoluto, o que demonstra uma grande similaridade com as tomografias originais (sem ruído).

A interpolação linear obteve um valor de erro médio absoluto inferior a interpolação RG em todas as reconstruções de TC com intervalo de tamanho 1, sendo assim, o melhor método para reconstrução de intervalos de tomografias computadorizadas de tamanho 1.

Figura 4.3: Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de uma fatia tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original



Fonte: próprio autor

Tabela 4.3: Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de uma fatia tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original

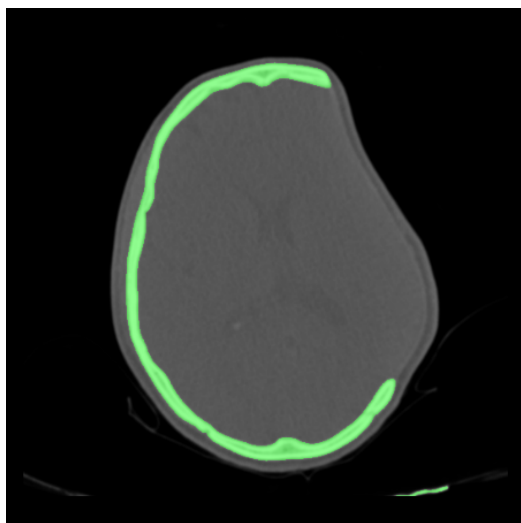
Fatia de TC	Erro médio absoluto				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
11	156.8712	12.5443	7.6296	16.5199	29.5317
13	215.3584	12.4361	7.6608	16.3915	29.3297
19	159.0187	13.1475	8.5439	16.9094	29.7825
32	167.1433	14.5227	10.6799	18.7458	31.4830
41	188.8997	15.9150	12.9423	20.5446	33.1589
47	239.9210	17.6448	15.2444	22.6101	35.2230

Fonte: próprio autor

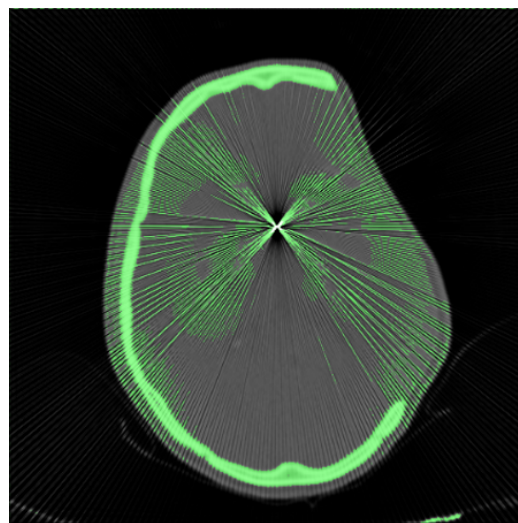
4.1.4 Avaliação qualitativa

Nesta avaliação qualitativa para reconstrução de uma fatia de TC foi utilizada a fatia 11 do *dataset* anterior. Quanto a observação de tecidos do corpo humano reconstruídos, os métodos de reconstrução com interpolação linear e interpolação baseada em registro reconstruíram de forma similar. A única diferença detectável é que o método de interpolação linear conseguiu suavizar as bordas dos tecidos da tomografia computadorizada, enquanto o método de interpolação baseada em registro provocou um efeito de *aliasing* ou serradilho nas bordas dos tecidos da tomografia.

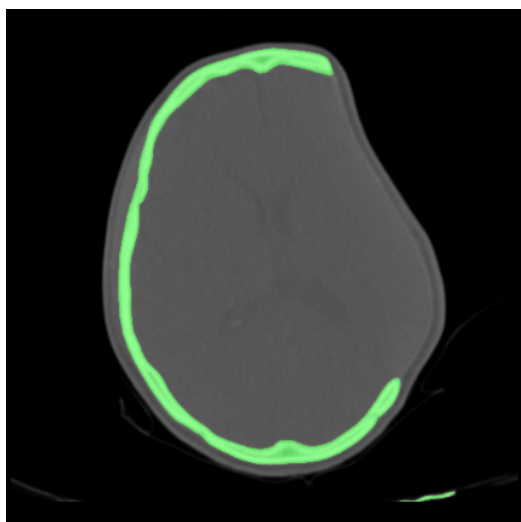
Figura 4.4: Reconstrução de uma fatia - TC 11



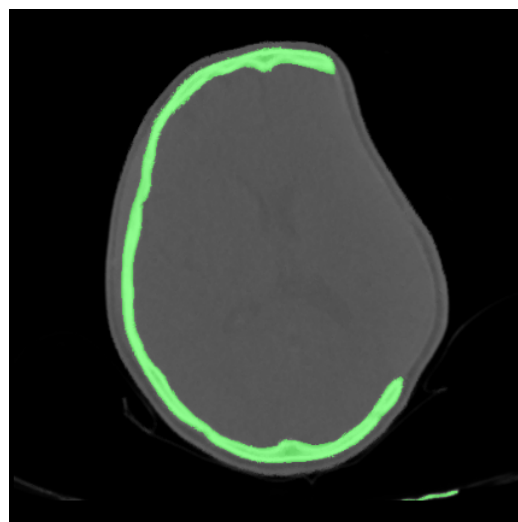
(a) Tomografia original - fatia 11



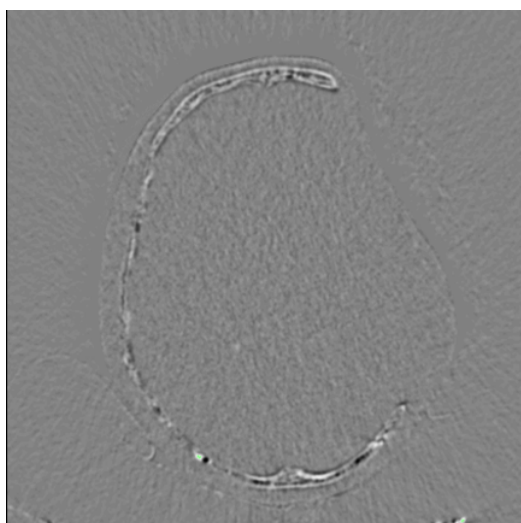
(b) Tomografia com ruído - fatia 11



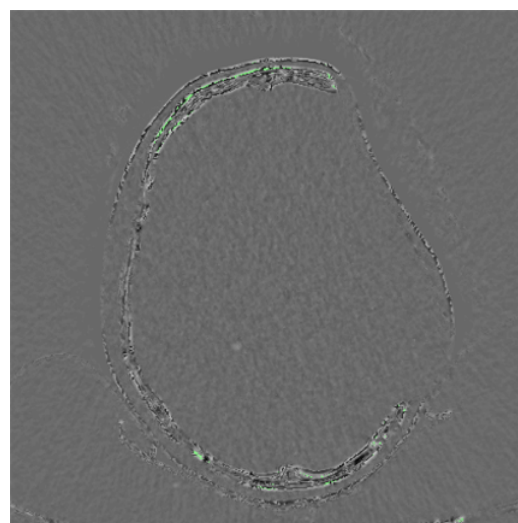
(c) Interpolação Linear - fatia 11



(d) Interpolação RG - fatia 11



(e) Subtração da TC Linear - fatia 11



(f) Subtração da TC RG - fatia 11

Fonte: próprio autor

4.2 Reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada

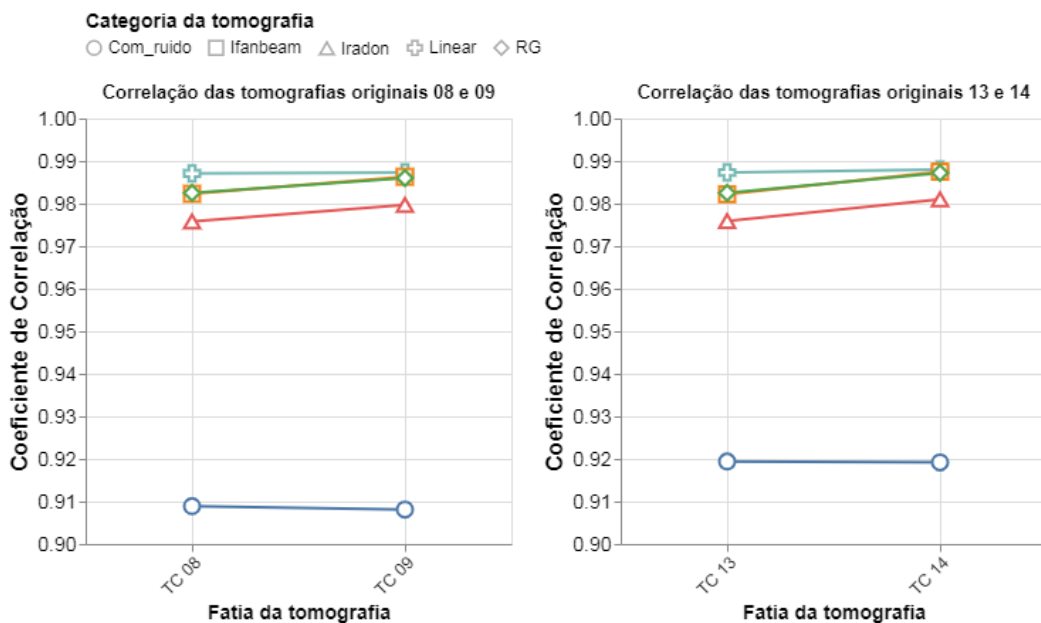
Na reconstrução de 2 fatias de tomografias computadorizadas, foram utilizadas neste experimento uma amostra de 50 imagens de tomografia, de um total de 250 do dataset completo. Foi inserido um artefato metálico nas tomografias computadorizadas de número 08 e 09, 13 e 14, 19 e 20, 41 e 42, 47 e 48. Ao final deste tópico, foi utilizada a fatia de TC de número 08, para a análise qualitativa.

4.2.1 Coeficiente de correlação de Pearson

Nas tabelas 4.4, 4.5, 4.6, 4.7 e 4.8; e nas Figuras 4.5, 4.6 e 4.7, as tomografias computadorizadas possuem uma relação positiva, com o valor de r próximo de 1.

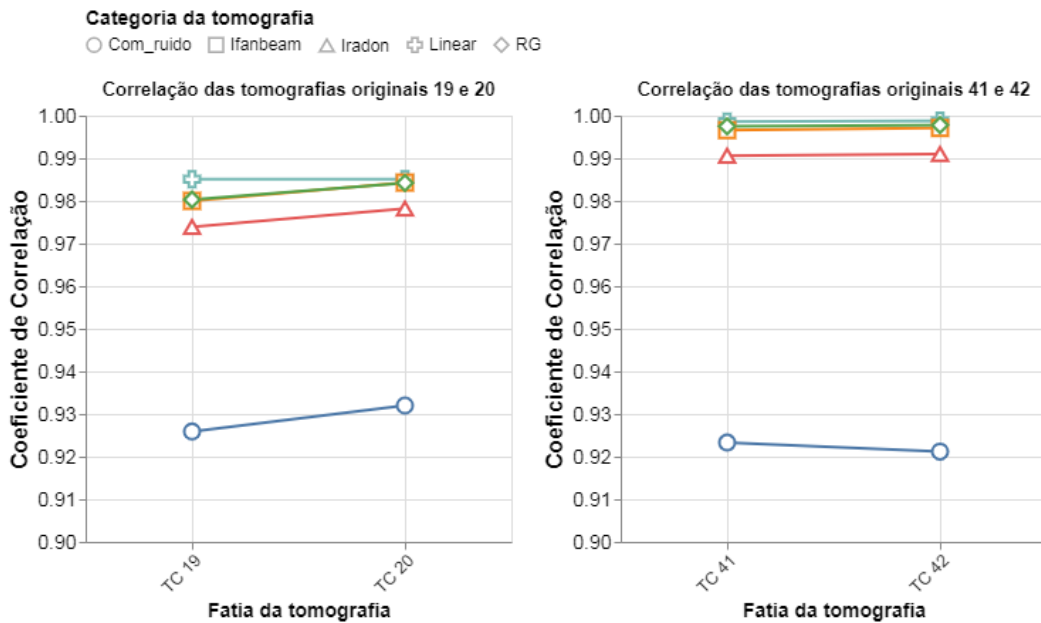
A interpolação linear obteve um percentual superior a interpolação RG em todas as reconstruções de TC com intervalo de tamanho 2, sendo assim, o melhor método para reconstrução de intervalos de tomografias computadorizadas de tamanho 2.

Figura 4.5: Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original, dos conjuntos 08/09 e 13/14



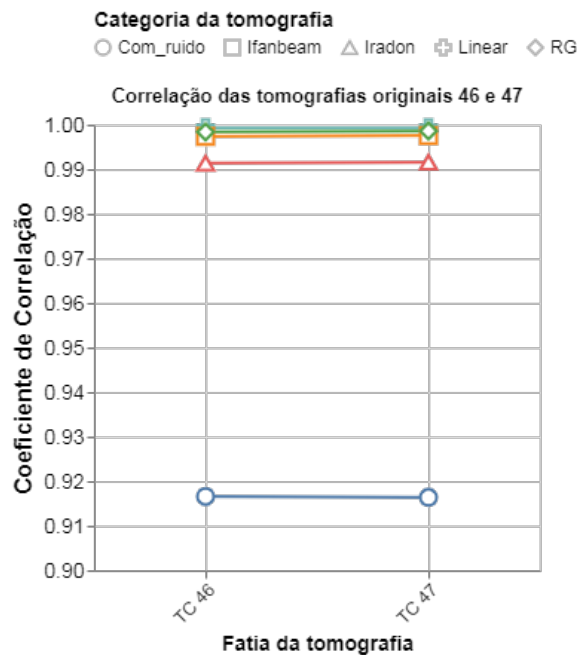
Fonte: próprio autor

Figura 4.6: Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original, dos conjuntos 19/20 e 41/42



Fonte: próprio autor

Figura 4.7: Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original, do conjunto 46/47



Fonte: próprio autor

Tabela 4.4: Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 08/09

Fatia de TC	Coefficiente de Correlação				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
08	0.9089	0.9825	0.9871	0.9823	0.9758
09	0.9081	0.9860	0.9873	0.9863	0.9797
Média	0.9085	0.9842	0.9872	0.9843	0.9777

Fonte: próprio autor

Tabela 4.5: Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 13/14

Fatia de TC	Coefficiente de Correlação				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
13	0.9194	0.9825	0.9873	0.9822	0.9759
14	0.9192	0.9872	0.9880	0.9875	0.9810
Média	0.9193	0.9848	0.9876	0.9848	0.9784

Fonte: próprio autor

Tabela 4.6: Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 19/20

Fatia de TC	Coefficiente de Correlação				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
19	0.9259	0.9803	0.9851	0.9800	0.9739
20	0.9320	0.9842	0.9851	0.9843	0.9782
Média	0.9289	0.9822	0.9851	0.9821	0.9760

Fonte: próprio autor

Tabela 4.7: Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 41/42

Fatia de TC	Coefficiente de Correlação				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
41	0.9233	0.9975	0.9986	0.9966	0.9906
42	0.9212	0.9978	0.9988	0.9971	0.9910
Média	0.9222	0.9976	0.9987	0.9968	0.9708

Fonte: próprio autor

Tabela 4.8: Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 47/48

Fatia de TC	Coeficiente de Correlação				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
47	0.9166	0.9984	0.9993	0.9974	0.9914
48	0.9164	0.9986	0.9993	0.9976	0.9916
Média	0.9165	0.9985	0.9993	0.9975	0.9915

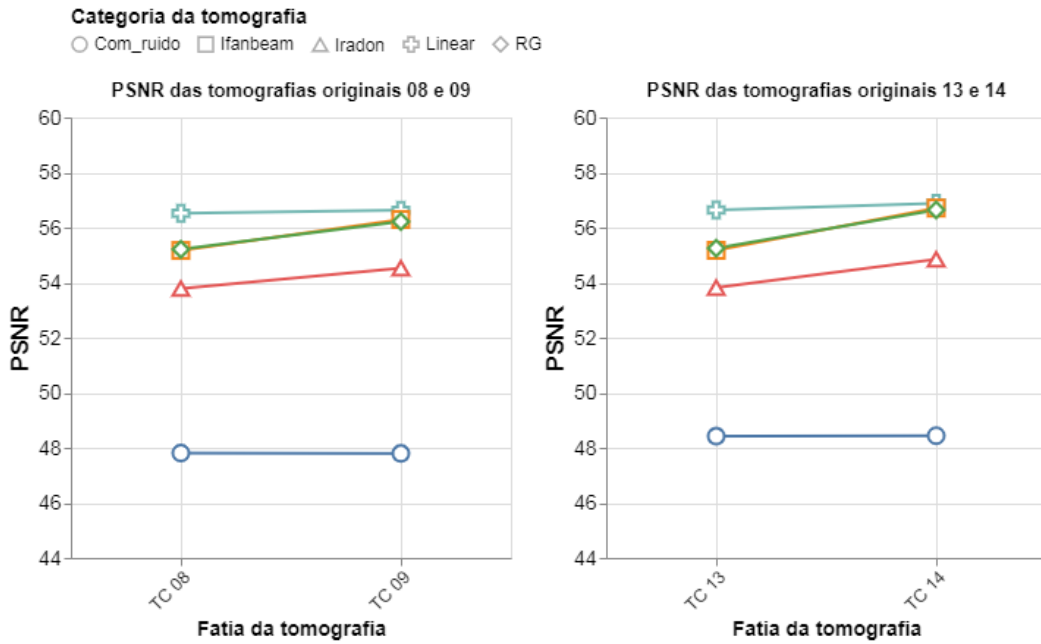
Fonte: próprio autor

4.2.2 Relação sinal-ruído de pico (*PSNR*)

Nas tabelas 4.9, 4.10, 4.11, 4.12 e 4.13; e nas Figuras 4.8, 4.9 e 4.10, as tomografias computadorizadas reconstruídas possuem um alto índice de *PSNR*, o que demonstra uma grande similaridade com as tomografias originais (sem ruído).

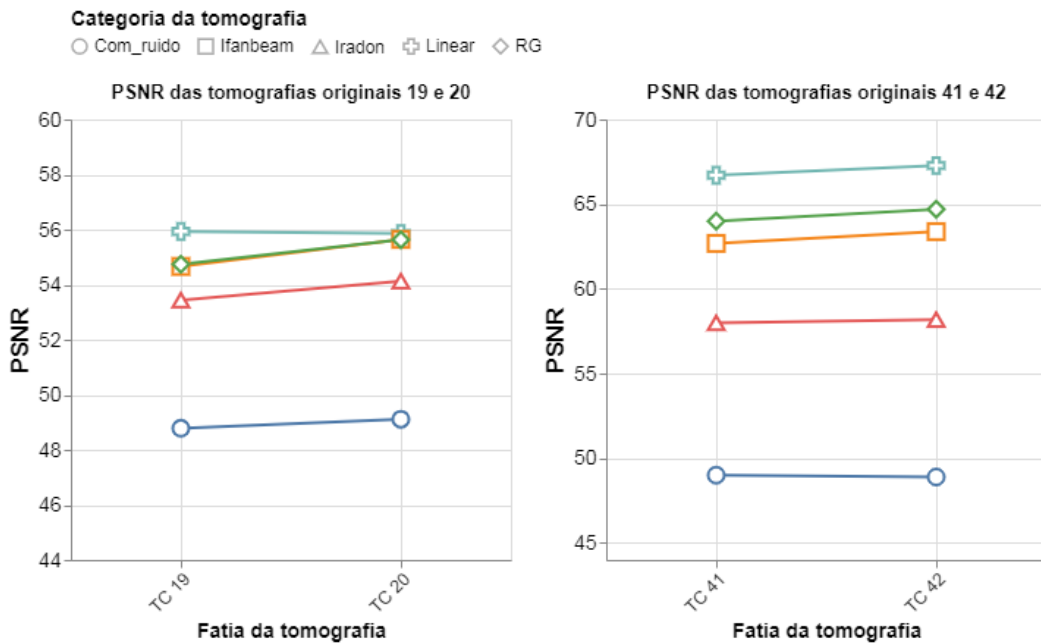
A interpolação linear obteve um valor do *PSNR* superior a interpolação *RG* em todas as reconstruções de TC com intervalo de tamanho 2, sendo assim, o melhor método para reconstrução de intervalos de tomografias computadorizadas de tamanho 2.

Figura 4.8: Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjuntos 08/09 e 13/14



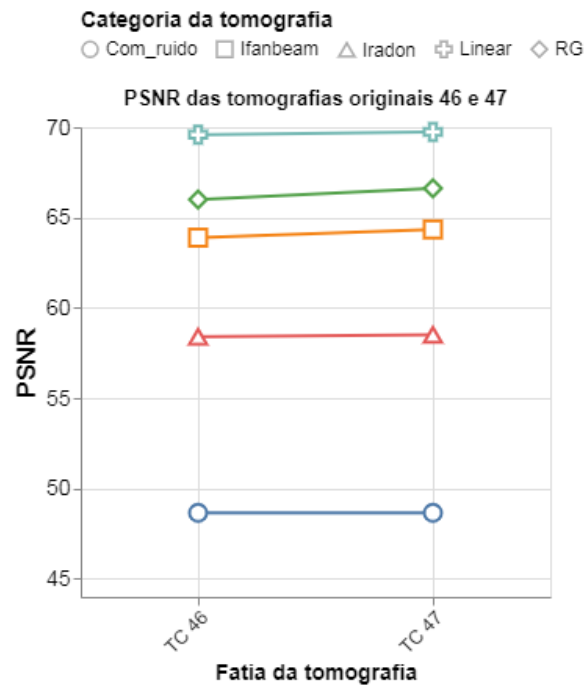
Fonte: próprio autor

Figura 4.9: Valores do PSNR de correlação dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 19/20 e 41/42



Fonte: próprio autor

Figura 4.10: Valores do PSNR de correlação dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 46/47



Fonte: próprio autor

Tabela 4.9: Valores do PSNR dos métodos de reconstrução duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 08/09

Fatia de TC	PSNR				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
08	47.8107	55.2131	56.5195	55.1683	53.7850
09	47.7973	56.2206	56.6332	56.2922	54.5271
Média	47.8040	55.7168	56.5763	55.7302	54.1560

Tabela 4.10: Valores do PSNR dos métodos de reconstrução duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 13/14

Fatia de TC	PSNR				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
13	48.4238	55.2490	56.6388	55.1734	53.8209
14	48.4408	56.6412	56.8797	56.7103	54.8484
Média	47.4323	55.9451	56.7592	55.9418	54.3346

Fonte: próprio autor

Tabela 4.11: Valores do PSNR dos métodos de reconstrução duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 19/20

Fatia de TC	PSNR				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
19	48.4238	55.2490	56.6388	55.1734	53.8209
20	48.4408	56.6412	56.8797	56.7103	54.8484
Média	47.4323	55.9451	56.7592	55.9418	54.3346

Fonte: próprio autor

Tabela 4.12: Valores do PSNR dos métodos de reconstrução duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 41/42

Fatia de TC	PSNR				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
41	49.0044	63.9951	66.7108	62.6843	57.9941
42	48.8946	64.6974	67.2791	63.3827	58.1830
Média	48.9495	64.3462	66.9949	63.0335	58.0885

Fonte: próprio autor

Tabela 4.13: Valores do PSNR dos métodos de reconstrução duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 46/47

Fatia de TC	PSNR				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
46	48.6517	65.9944	69.5850	63.8862	58.4026
47	48.6506	66.6178	69.7381	64.3404	58.5091
Média	48.6511	66.3061	69.6615	64.1133	58.4558

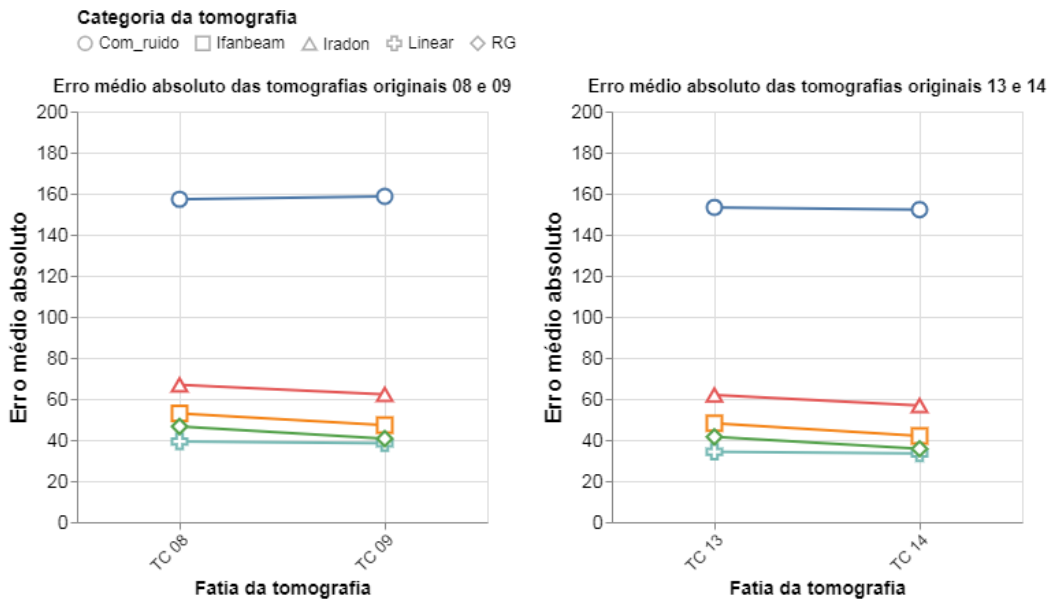
Fonte: próprio autor

4.2.3 Erro Médio Absoluto

Nas tabelas 4.14, 4.15, 4.16, 4.17 e 4.18; e nas Figuras 4.11, 4.12 e 4.13, é observado que as tomografias computadorizadas reconstruídas possuem um baixo índice de erro médio absoluto, o que demonstra uma grande similaridade com as tomografias originais (sem ruído).

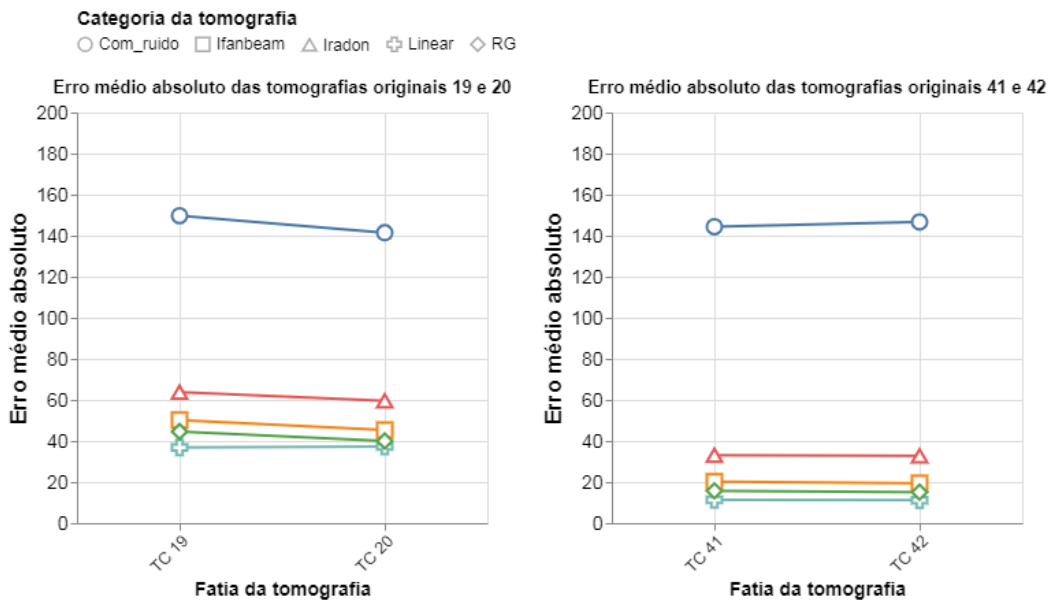
A interpolação linear obteve um valor de erro médio absoluto inferior a interpolação RG em todas as reconstruções de TC com intervalo de tamanho 2, sendo assim, o melhor método para reconstrução de intervalos de tomografias computadorizadas de tamanho 2.

Figura 4.11: Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 08/09 e 13/14



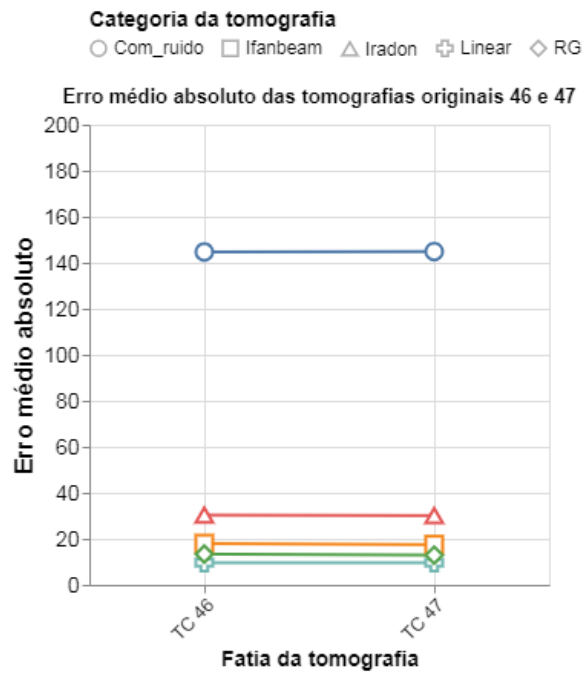
Fonte: próprio autor

Figura 4.12: Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 19/20 e 41/42



Fonte: próprio autor

Figura 4.13: Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 46/47



Fonte: próprio autor

Tabela 4.14: Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 08/09

Fatia de TC	Erro médio absoluto				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
08	157.2413	46.5868	39.2696	52.9548	66.8803
09	158.6429	40.6351	38.4163	47.2471	62.2231
Média	157.9421	43.6109	38.8429	50.1009	64.5517

Fonte: próprio autor

Tabela 4.15: Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 13/14

Fatia de TC	Erro médio absoluto				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iraddon</i>
13	153.2648	41.5427	34.2366	48.1387	61.9378
14	152.2060	35.7132	33.4758	41.9997	56.8036
Média	152.7354	38.6279	33.8562	45.0692	59.3707

Fonte: próprio autor

Tabela 4.16: Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 19/20

Fatia de TC	Erro médio absoluto				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iraddon</i>
19	149.7463	44.5880	36.8679	50.1894	63.7996
20	141.4391	39.9994	37.2745	45.3521	59.5896
Média	145.5927	42.2937	37.0712	47.7707	61.6946

Fonte: próprio autor

Tabela 4.17: Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 41/42

Fatia de TC	Erro médio absoluto				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
41	144.3851	15.7157	11.3482	20.1984	33.0884
42	146.6986	15.0749	11.1963	19.4144	32.7729
Média	145.5418	15.3953	11.2722	19.8064	32.9306

Fonte: próprio autor

Tabela 4.18: Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de duas fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 46/47

Fatia de TC	Erro médio absoluto				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
46	144.7105	13.3852	9.6450	17.9763	30.3432
47	144.8677	12.9476	9.6072	17.5170	30.1338
Média	144.7891	13.1664	9.6261	17.7466	30.2385

Fonte: próprio autor

4.2.4 Avaliação qualitativa

Na avaliação qualitativa a seguir, para reconstrução de 2 fatias de TC foi utilizada a fatia 08 do *dataset* anterior.

Observando os tecidos do corpo humano reconstruídos através dos métodos de reconstrução com interpolação linear e interpolação baseada em registro, nas áreas destacadas pelo círculo vermelho na Figura 4.14, é nítido na visualização que ambos os métodos reconstruíram de forma incorreta a área especificada.

Também é observado, que novamente, a interpolação linear tridimensional conseguiu

suavizar melhor as bordas dos tecidos da tomografia computadorizada em comparação com a interpolação baseada em registro.

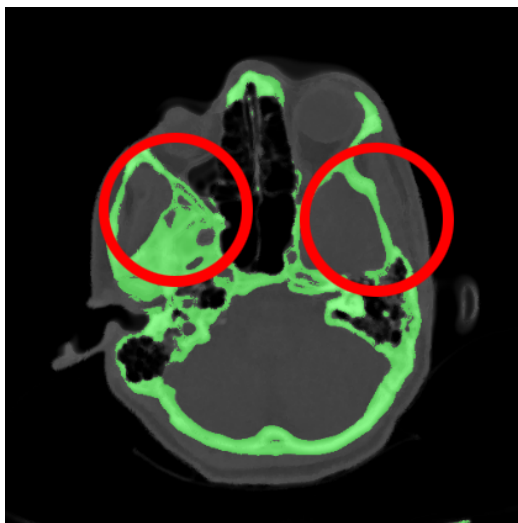
Figura 4.14: Análise qualitativa da reconstrução da TC de número 08



(a) Fatia 08 - original



(b) Fatia 08 - interpolação linear

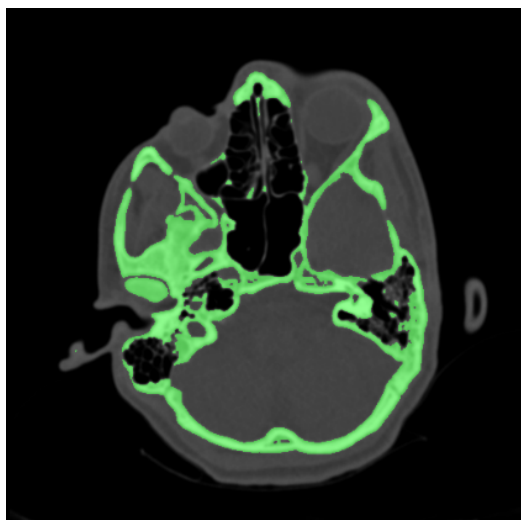


(c) Fatia 08 - interpolação baseada em registro

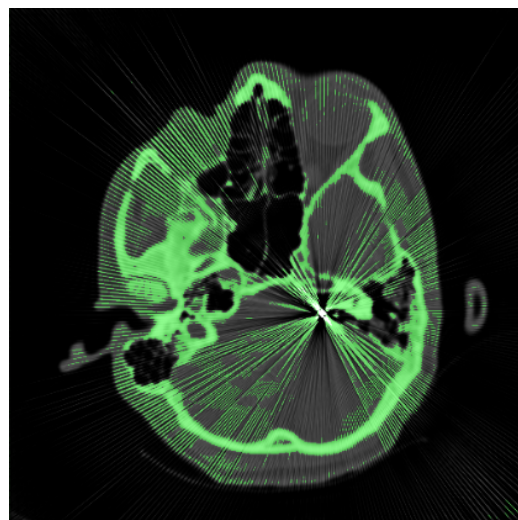
Fonte: do próprio autor

Consecutivamente, temos as fatias de TC 08 e 09, (a) no formato original, (b) com ruído, (c) reconstruída com interpolação linear, (d) reconstruída com interpolação baseada em registro, como também a TC obtida pela (e) subtração da TC original pela TC reconstruída com interpolação linear e (f) a TC obtida pela subtração da TC original pela TC reconstruída com interpolação baseada em registro.

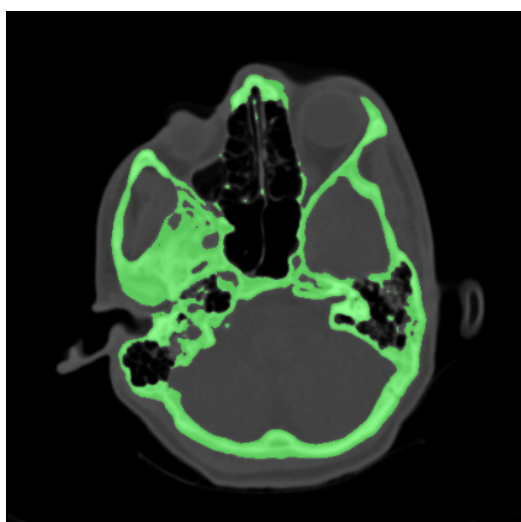
Figura 4.15: Reconstrução de duas fatias de TC - 08



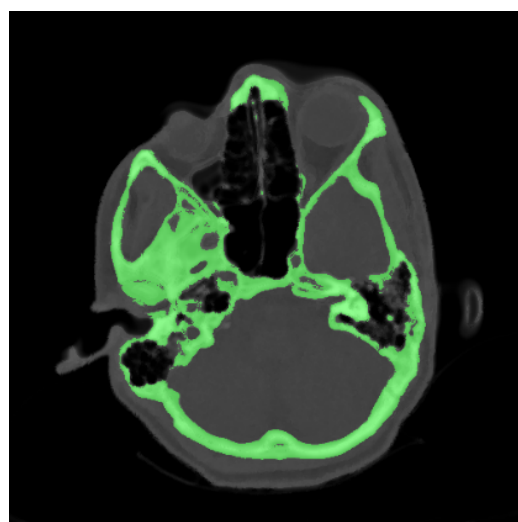
(a) Tomografia original - fatia 08



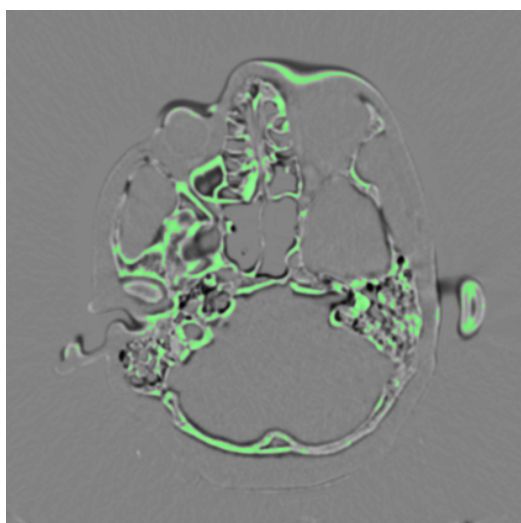
(b) Tomografia com ruído - fatia 08



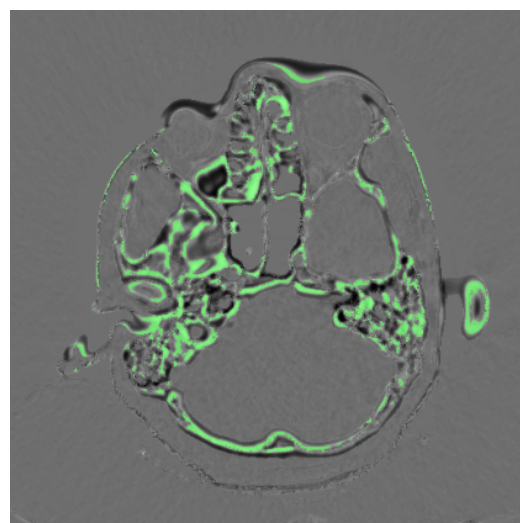
(c) Interpolação Linear - fatia 08



(d) Interpolação RG - fatia 08



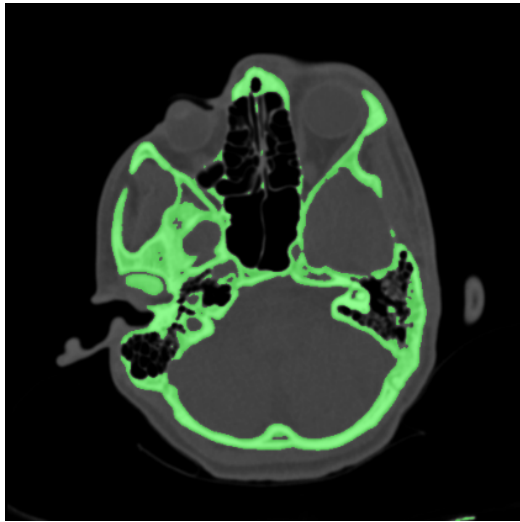
(e) Subtração da TC Linear - fatia 08



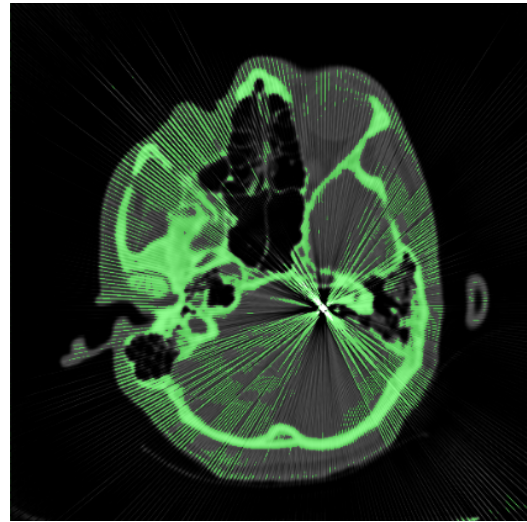
(f) Subtração da TC RG - fatia 08

Fonte: do próprio autor

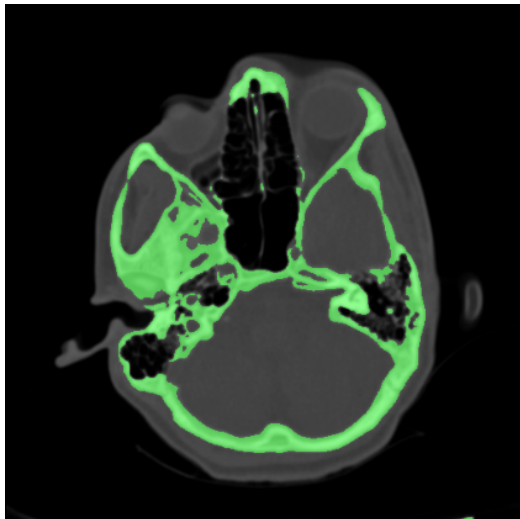
Figura 4.16: Reconstrução de duas fatias de TC - 09



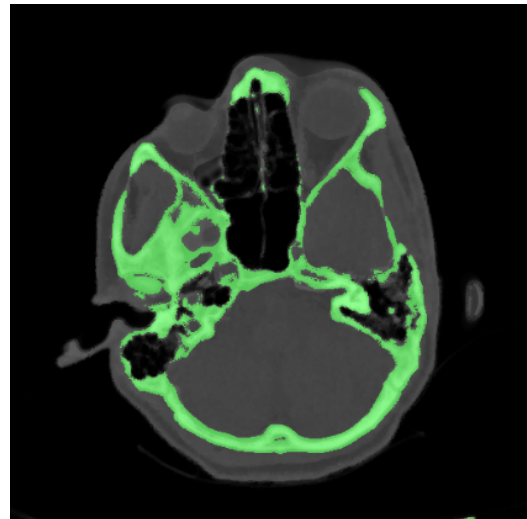
(a) Tomografia original - fatia 09



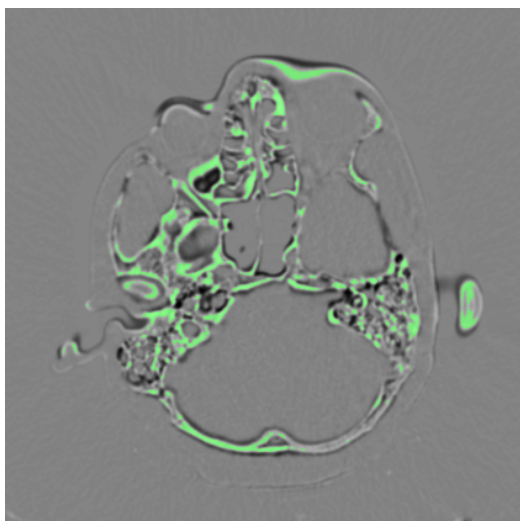
(b) Tomografia com ruído - fatia 09



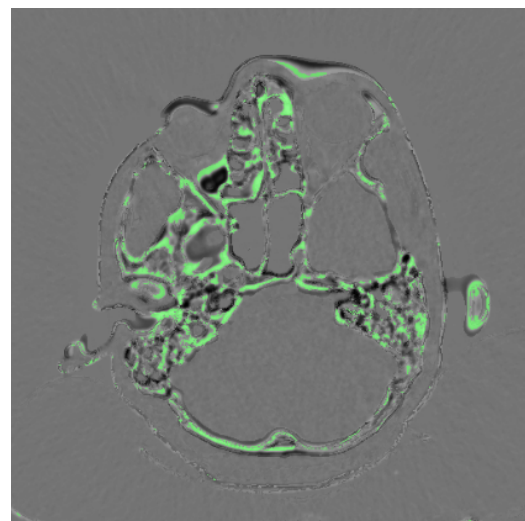
(c) Interpolação Linear - fatia 09



(d) Interpolação RG - fatia 09



(e) Subtração da TC Linear - fatia 09



(f) Subtração da TC RG - fatia 09

Fonte: do próprio autor

4.3 Reconstrução de três fatias de tomografia computadorizada

Na reconstrução de 3 fatias de tomografias computadorizadas, foram utilizadas neste experimento uma amostra de 50 imagens de tomografia, de um total de 250 do dataset completo. Foi inserido um artefato metálico nas tomografias computadorizadas de número 21, 22 e 23; 44, 45 e 46. Ao final, foi utilizada a fatia de TC de número 22 para a análise qualitativa.

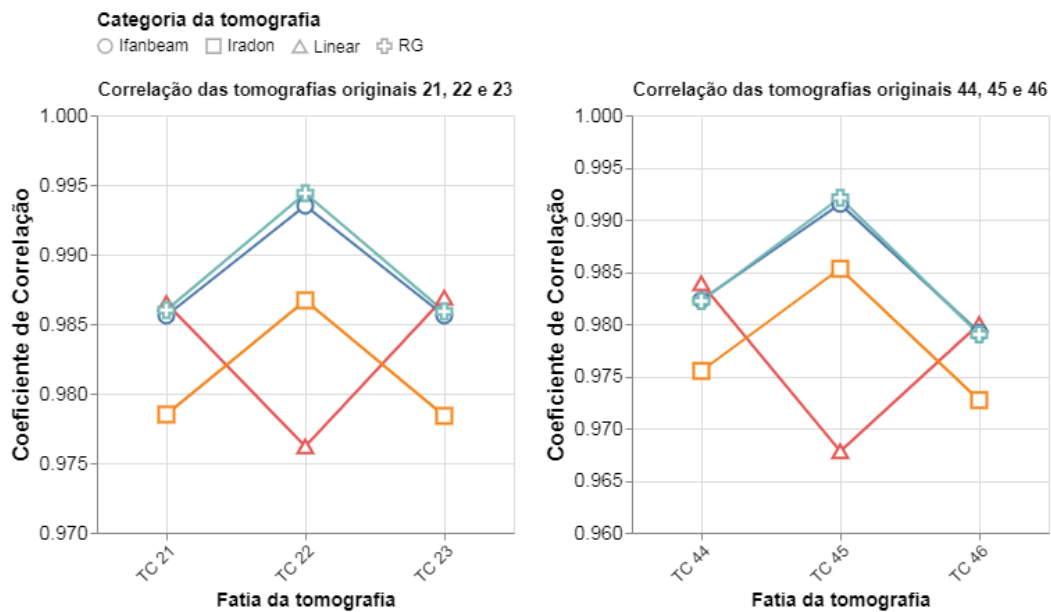
4.3.1 Coeficiente de correlação de Pearson

Nas tabelas 4.19 e 4.20; e na Figura 4.17, as tomografias computadorizadas possuem uma relação positiva, com o valor de r próximo de 1.

As fatias de tomografias reconstruídas que estão nos extremos opostos do conjunto de tomografias, isto é, as fatias 21 e 23 e as fatias 44 e 46, possuem uma correlação maior no método de interpolação linear, enquanto as fatias de tomografias reconstruídas intermediárias do intervalo, obtiveram um maior índice de correlação com o método de interpolação baseada em registro proposto neste trabalho.

A interpolação baseada em registro (RG) obteve um percentual médio do coeficiente de correlação superior ao método de interpolação linear, na reconstrução dos intervalos 21 à 23, e 44 à 46.

Figura 4.17: Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de três fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 21/22/23 e 44/45/46



Fonte: próprio autor

Tabela 4.19: Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de três fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 21/22/23

Fatia de TC	Coeficiente de Correlação				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
21	0.8188	0.9860	0.9865	0.9856	0.9785
22	0.8219	0.9944	0.9762	0.9935	0.9867
23	0.8219	0.9859	0.9832	0.9856	0.9784
Média	0.8208	0.9887	0.9872	0.9882	0.9812

Fonte: próprio autor

Tabela 4.20: Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de três fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 44/45/46

Fatia de TC	Coeficiente de Correlação				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
44	0.8692	0.9822	0.9839	0.9823	0.9755
45	0.8716	0.9921	0.9678	0.9915	0.9853
46	0.8789	0.9790	0.9800	0.9792	0.9727
Média	0.8732	0.9844	0.9772	0.9843	0.9778

Fonte: próprio autor

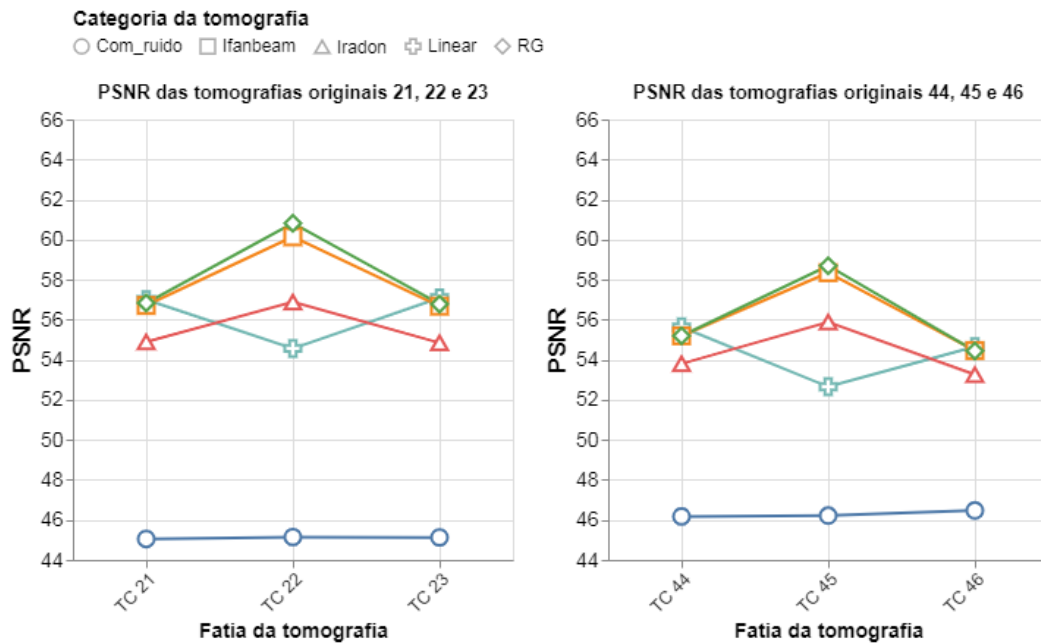
4.3.2 Relação sinal-ruído de pico (PSNR)

Nas tabelas 4.21 e 4.22; e na Figura 4.18, as tomografias computadorizadas reconstruídas possuem um alto índice de PSNR, o que demonstra uma grande similaridade com as tomografias originais (sem ruído).

As fatias de tomografias reconstruídas que estão nos extremos opostos do conjunto de tomografias, isto é, as fatias 21 e 23 e as fatias 44 e 46, possuem um índice de PSNR maior no método de interpolação linear, enquanto as fatias de tomografias reconstruídas intermediárias do intervalo, obtiveram um maior índice de PSNR com o método de interpolação baseada em registro proposto neste trabalho.

A interpolação baseada em registro (RG) obteve um percentual médio do PSNR superior ao método de interpolação linear, na reconstrução dos intervalos 21 à 23, e 44 à 46.

Figura 4.18: Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de três fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 21/22/23 e 44/45/46



Fonte: próprio autor

Tabela 4.21: Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de três fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 21/22/23

Fatia de TC	PSNR				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
21	45.0512	56.8326	56.9996	56.7100	54.8907
22	45.1443	60.8189	54.5661	60.1358	56.8790
23	45.1266	56.7803	57.0868	56.6756	54.8431
Média	45.1073	58.1439	56.2175	57.8404	55.5376

Fonte: próprio autor

Tabela 4.22: Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de três fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 44/45/46

Fatia de TC	PSNR				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
44	46.1723	55.1932	55.6359	55.1934	53.7975
45	46.2152	58.6934	52.6489	58.3504	55.8822
46	46.4680	54.4388	54.6568	54.4608	53.2545
Média	46.2851	56.1084	54.3138	56.0015	54.3114

Fonte: próprio autor

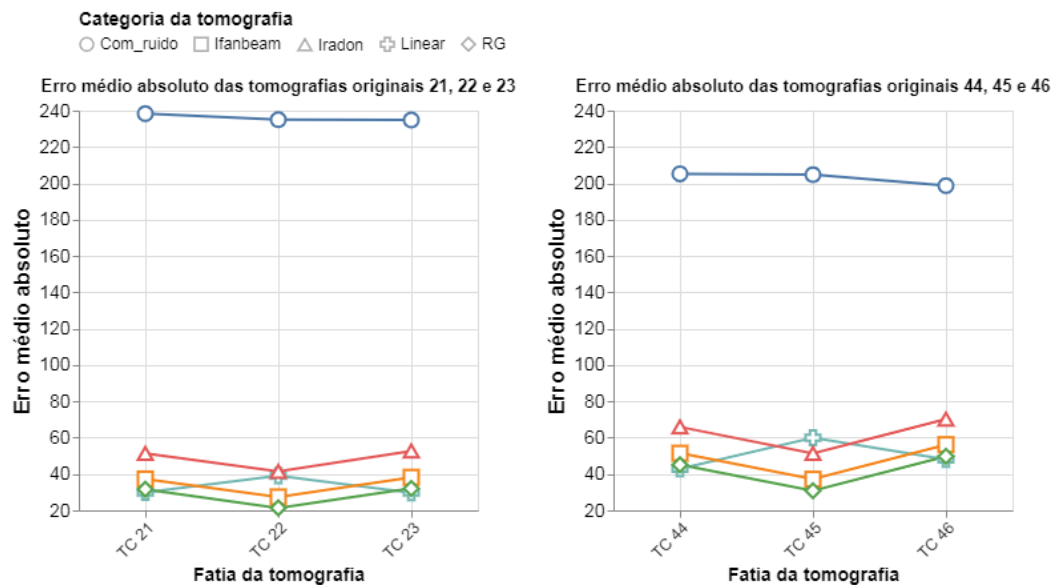
4.3.3 Erro médio absoluto

Nas tabelas 4.23 e 4.24; e na Figura 4.19, as tomografias computadorizadas reconstruídas possuem um baixo valor de erro médio absoluto, o que demonstra uma grande similaridade com as tomografias originais (sem ruído).

As fatias de tomografias reconstruídas que estão nos extremos opostos do conjunto de tomografias, isto é, as fatias 21 e 23 e as fatias 44 e 46, possuem um erro médio absoluto menor no método de interpolação linear, enquanto as fatias de tomografias reconstruídas intermediárias do intervalo, obtiveram um menor erro médio absoluto com o método de interpolação baseada em registro proposto neste trabalho.

A interpolação baseada em registro (RG) obteve um percentual médio do erro médio absoluto inferior ao método de interpolação linear, na reconstrução dos intervalos 21 à 23, e 44 à 46.

Figura 4.19: Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de três fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 21/22/23 e 44/45/46



Fonte: próprio autor

Tabela 4.23: Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de três fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 21/22/23

Fatia de TC	Erro médio absoluto				
	Ruído	RG	Linear	Ifanbeam	Iradon
21	238.2948	31.5995	29.9411	37.2768	51.3542
22	234.9891	21.3558	38.9969	27.4084	41.4535
23	234.8073	32.0610	29.7673	38.1915	52.6839
Média	236.0304	28.3387	32.9017	34.2922	48.4972

Fonte: próprio autor

Tabela 4.24: Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de três fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 44/45/46

Fatia de TC	Erro médio absoluto				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iraddon</i>
44	205.2315	45.1169	42.8742	51.4794	65.9332
45	204.7113	30.7618	59.9419	37.1801	51.3259
46	202.8706	49.7441	48.0294	56.1745	70.1812
Média	46.2851	41.8742	50.2818	48.2780	62.4801

Fonte: próprio autor

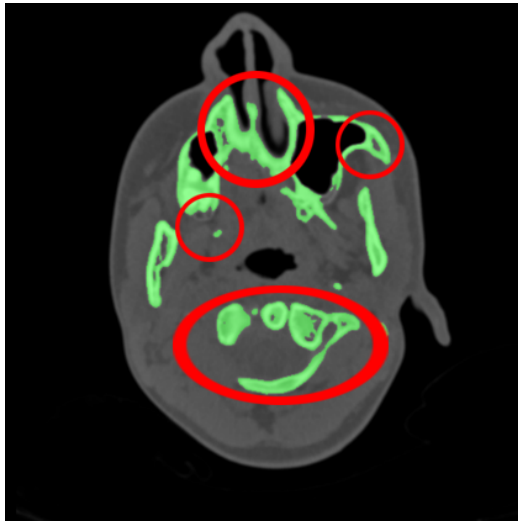
4.3.4 Avaliação qualitativa

Na avaliação qualitativa a seguir, para reconstrução de 3 fatias de TC foi utilizada a fatia 22 do *dataset* anterior.

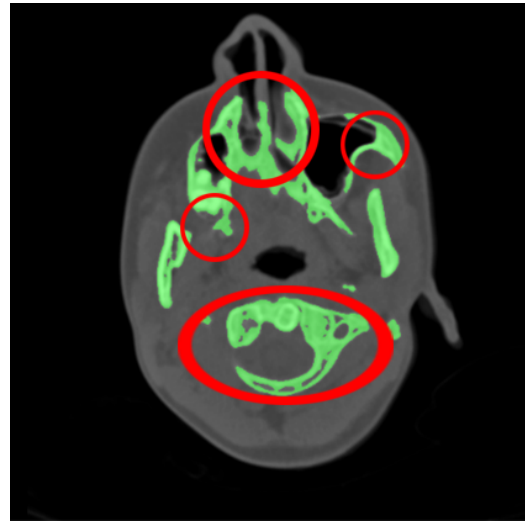
Observando os tecidos do corpo humano reconstruídos através dos métodos de reconstrução com interpolação linear e interpolação baseada em registro, nas áreas destacadas pelo círculo vermelho na Figura 4.20, observa-se que as áreas destacadas são mais similares na TC reconstruída com interpolação baseada em registro. Também é visto que a interpolação linear reconstruiu vários tecidos do corpo humano de forma incorreta.

Novamente, a interpolação linear tridimensional conseguiu suavizar melhor as bordas dos tecidos da tomografia computadorizada em comparação com a interpolação baseada em registro.

Figura 4.20: Análise qualitativa da reconstrução da TC de número 22



(a) Fatia 22 - original



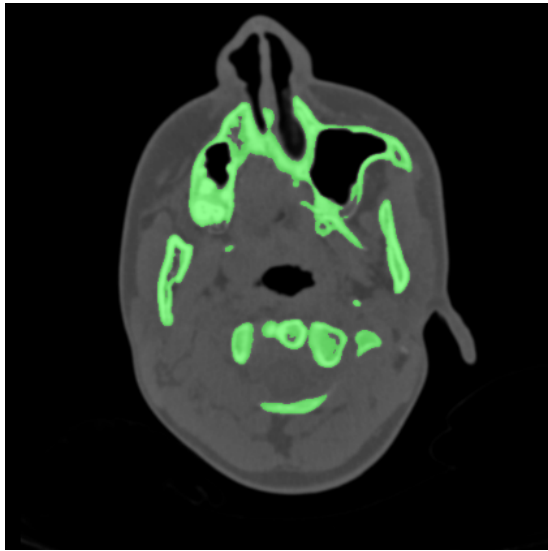
(b) Fatia 22 - interpolação linear



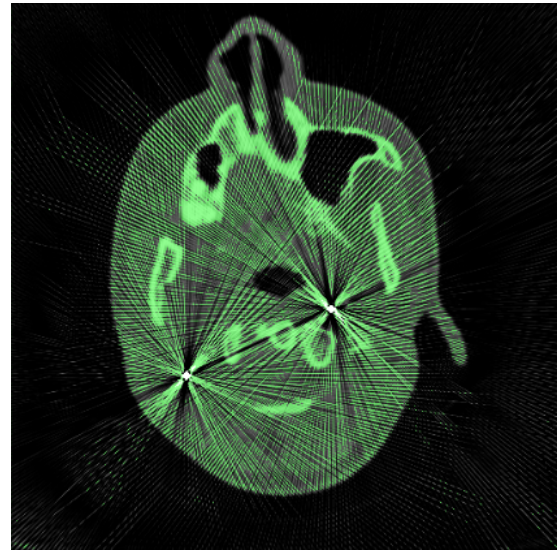
(c) Fatia 22 - interpolação baseada em registro

Fonte: do próprio autor

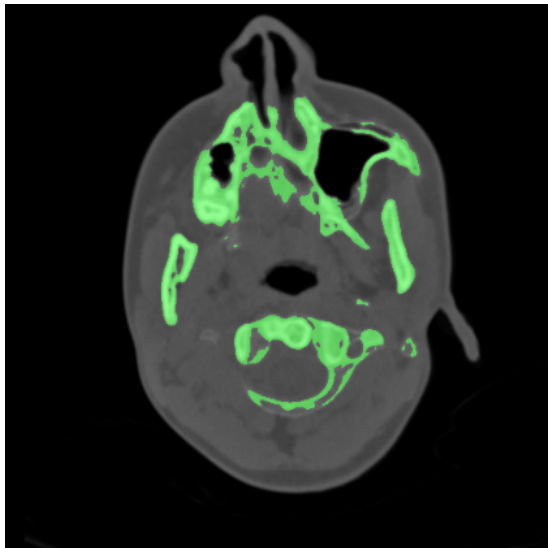
A seguir, temos as fatias de TC 21, 22 e 23; (a) no formato original, (b) com ruído, (c) reconstruída com interpolação linear, (d) reconstruída com interpolação baseada em registro, como também a TC obtida pela (e) subtração da TC original pela TC reconstruída com interpolação linear e (f) a TC obtida pela subtração da TC original pela TC reconstruída com interpolação baseada em registro.



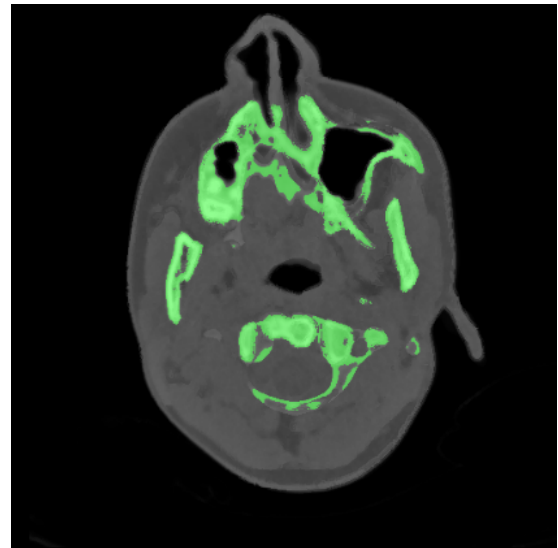
(a) Tomografia original - fatia 21



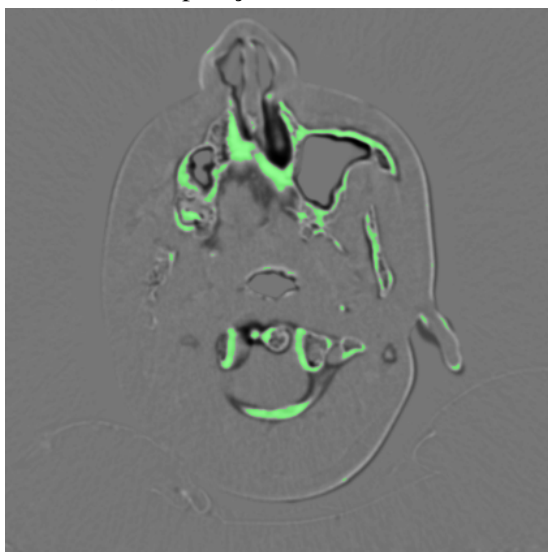
(b) Tomografia com ruído - fatia 21



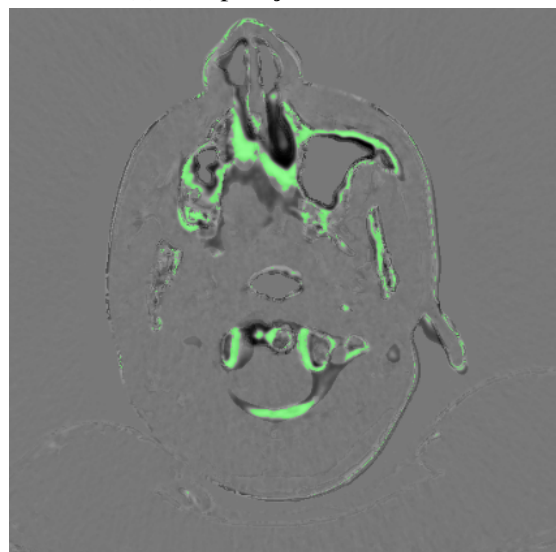
(c) Interpolação Linear - fatia 21



(d) Interpolação RG - fatia 21

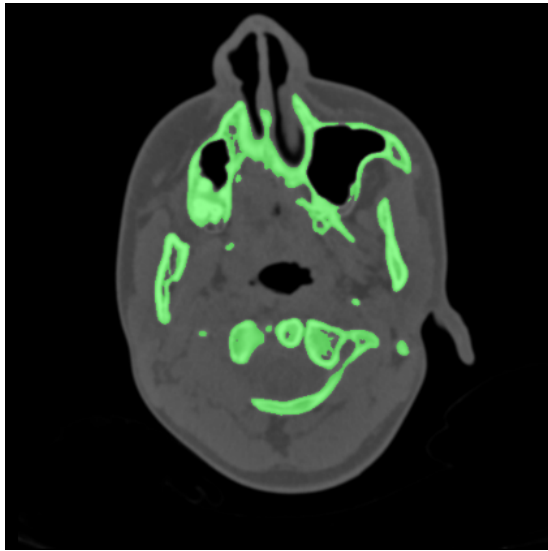


(e) Subtração da TC Linear - fatia 21

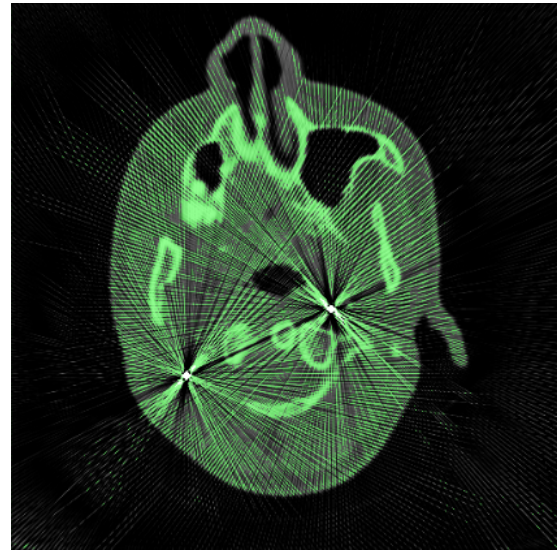


(f) Subtração da TC RG - fatia 21

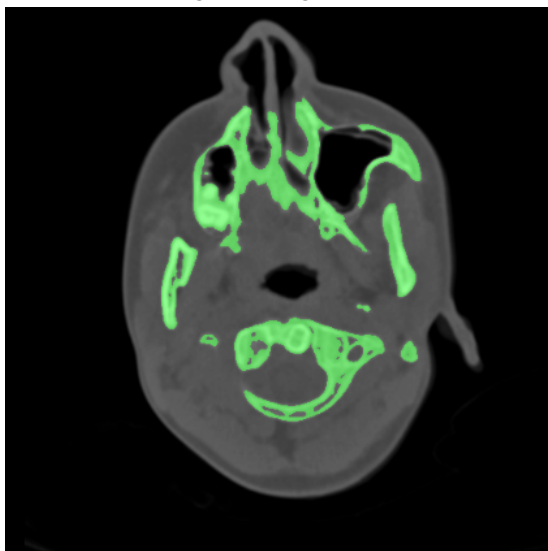
Figura 4.21: Reconstrução de três fatias de TC - 21



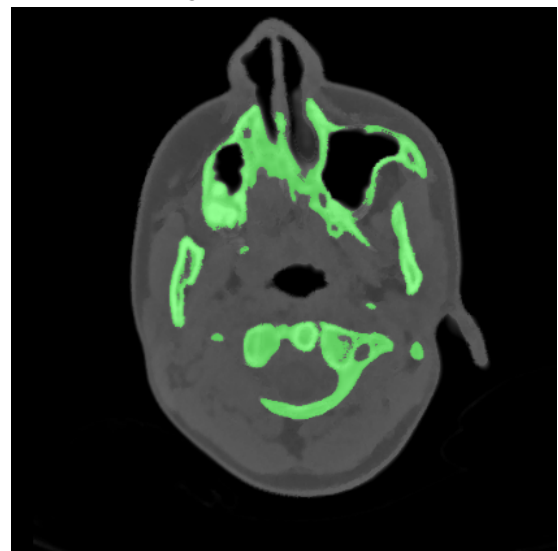
(a) Tomografia original - fatia 22



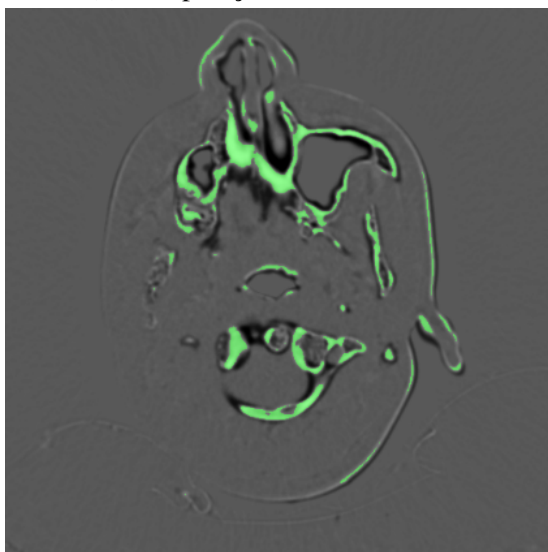
(b) Tomografia com ruído - fatia 22



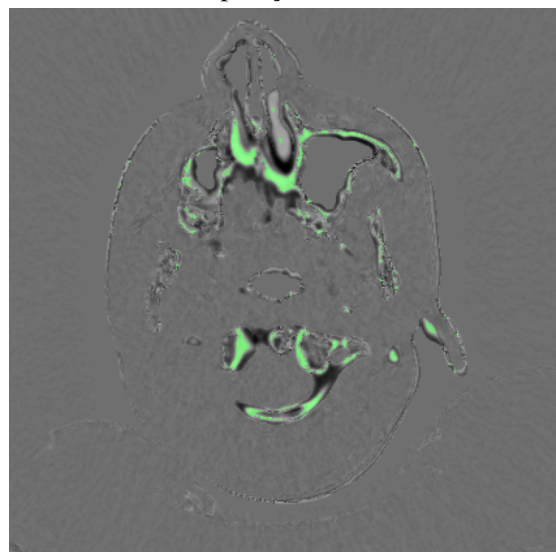
(c) Interpolação Linear - fatia 22



(d) Interpolação RG - fatia 22

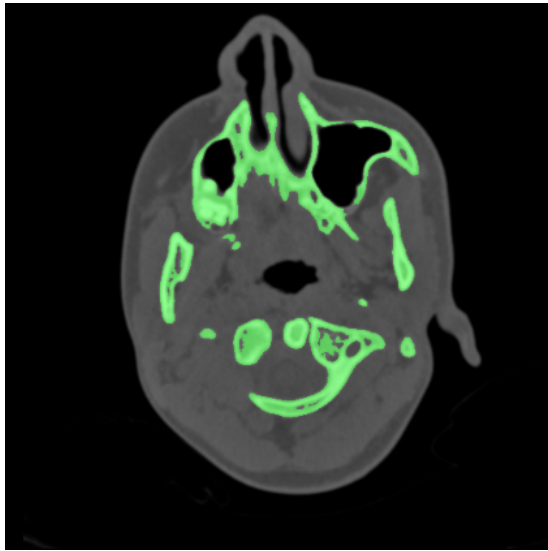


(e) Subtração da TC Linear - fatia 22

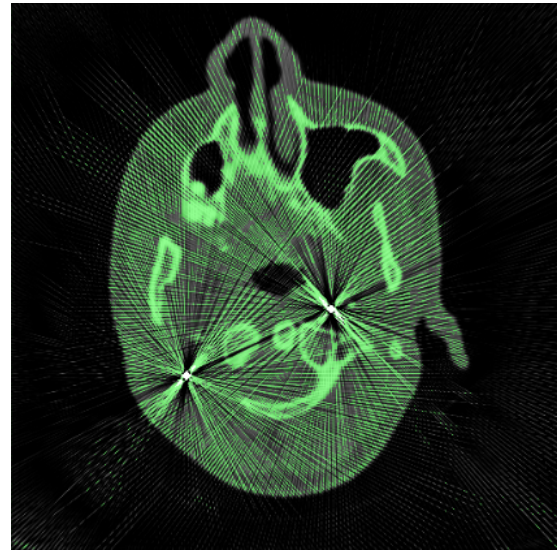


(f) Subtração da TC RG - fatia 22

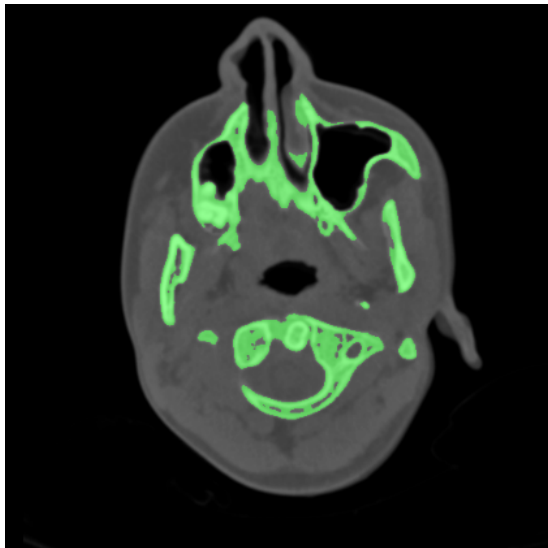
Figura 4.22: Reconstrução de três fatias de TC - 22



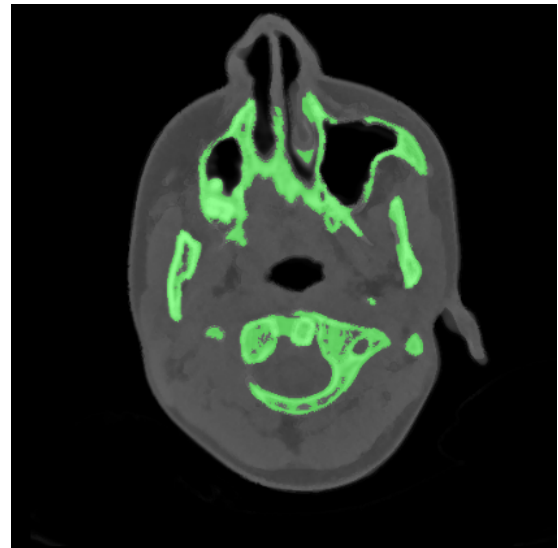
(a) Tomografia original - fatia 23



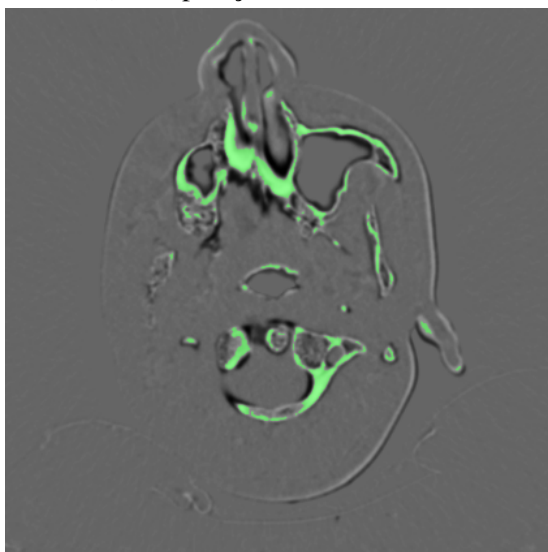
(b) Tomografia com ruído - fatia 23



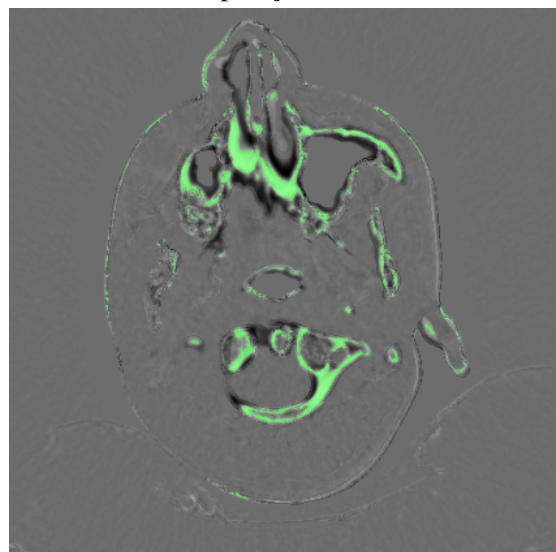
(c) Interpolação Linear - fatia 23



(d) Interpolação RG - fatia 23



(e) Subtração da TC Linear - fatia 23



(f) Subtração da TC RG - fatia 23

Figura 4.23: Reconstrução de três fatias de TC - 23

4.4 Reconstrução de quatro fatias de tomografia computadorizada

Na reconstrução de 4 fatias de tomografias computadorizadas, foram utilizadas neste experimento uma amostra de 50 imagens de tomografia, de um total de 250 do dataset completo. Foi inserido um artefato metálico nas tomografias computadorizadas de número 10, 11, 12 e 13; 23, 24, 25 e 26. Ao final, foi utilizada a fatia de TC de número 12 para a análise qualitativa.

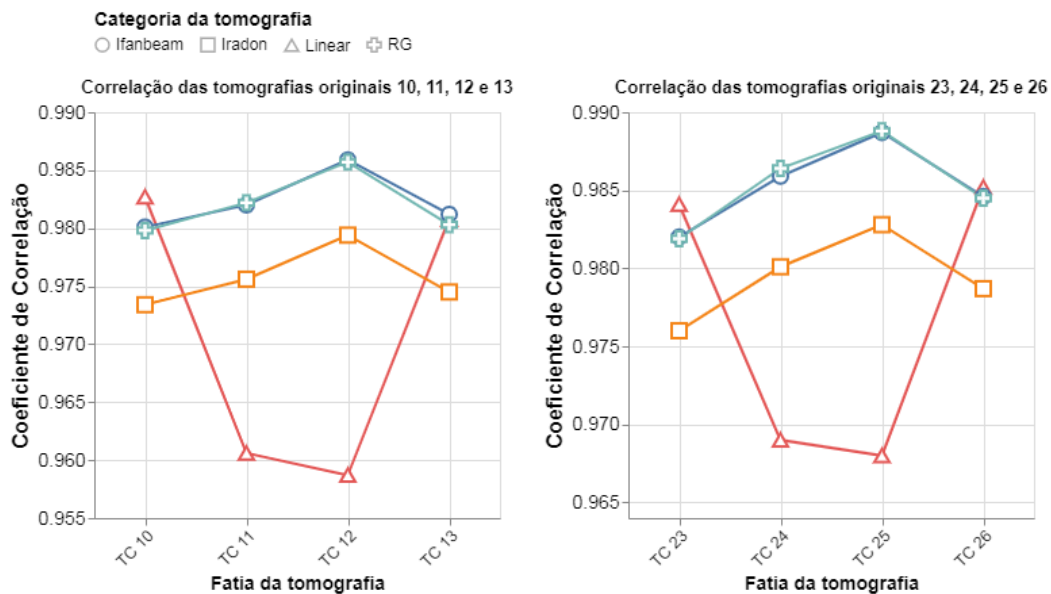
4.4.1 Coeficiente de correlação de Pearson

Nas tabelas 4.25 e 4.26; e na Figura 4.24, as tomografias computadorizadas possuem uma relação positiva, com o valor de r próximo de 1.

As fatias de tomografias reconstruídas que estão nos extremos opostos do conjunto de tomografias, isto é, as fatias 10 e 13; e as fatias 23 e 26, possuem uma correlação maior no método de interpolação linear, enquanto as fatias de tomografias reconstruídas intermediárias do intervalo, obtiveram um maior índice de correlação com o método de interpolação baseada em registro proposto neste trabalho.

A interpolação baseada em registro (RG) obteve um percentual médio do coeficiente de correlação superior ao método de interpolação linear, na reconstrução dos intervalos 10 à 13, e 23 à 26.

Figura 4.24: Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de quatro fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 10/11/12/13 e 23/24/25/26



Fonte: próprio autor

Tabela 4.25: Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de quatro fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 10/11/12/13

Fatia de TC	Coeficiente de Correlação				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
10	0.8450	0.9798	0.9827	0.9801	0.9734
11	0.8353	0.9822	0.9606	0.9820	0.9756
12	0.8364	0.9857	0.9587	0.9859	0.9794
13	0.8429	0.9803	0.9808	0.9812	0.9745
Média	0.8399	0.9820	0.9707	0.9823	0.9757

Fonte: próprio autor

Tabela 4.26: Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de quatro fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 23/24/25/26

Fatia de TC	Coeficiente de Correlação				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
23	0.9228	0.9819	0.9841	0.9820	0.9760
24	0.9202	0.9864	0.9690	0.9859	0.9801
25	0.9186	0.9888	0.9680	0.9887	0.9828
26	0.9181	0.9845	0.9765	0.9846	0.9787
Média	0.9199	0.9854	0.9707	0.9853	0.9794

Fonte: próprio autor

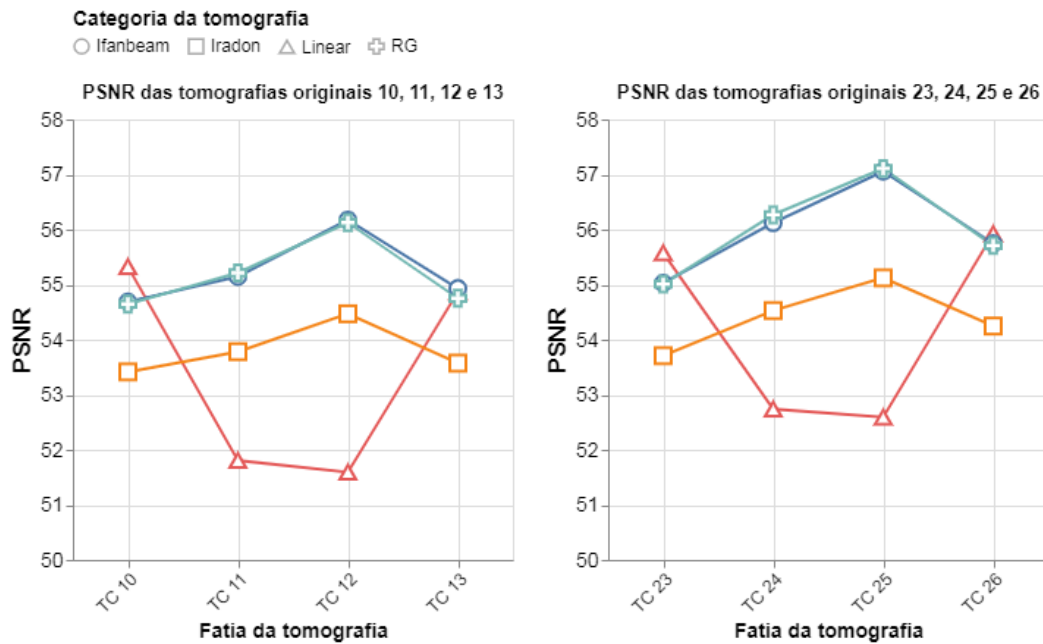
4.4.2 Relação sinal-ruído de pico (*PSNR*)

Nas tabelas 4.27 e 4.28; e na Figura 4.25, as tomografias computadorizadas reconstruídas possuem um alto índice de PSNR, o que demonstra uma grande similaridade com as tomografias originais (sem ruído).

As fatias de tomografias reconstruídas que estão nos extremos opostos do conjunto de tomografias, isto é, as fatias 10 e 13; e as fatias 23 e 26, possuem um índice de PSNR maior no método de interpolação linear, enquanto as fatias de tomografias reconstruídas intermediárias do intervalo, obtiveram um maior índice de PSNR com o método de interpolação baseada em registro proposto neste trabalho.

A interpolação baseada em registro (RG) obteve um percentual médio do PSNR superior ao método de interpolação linear, na reconstrução dos intervalos 10 à 13, e 23 à 26.

Figura 4.25: Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de tomografia quatro fatias de computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 10/11/12/13 e 23/24/25/26



Fonte: próprio autor

Tabela 4.27: Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de tomografia quatro fatias de computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 10/11/12/13

Fatia de TC	PSNR				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
10	45.3231	54.6473	55.3246	54.6869	53.4154
11	45.0411	55.2132	51.8059	55.1465	53.7824
12	45.0455	56.1257	51.5924	56.1763	54.4704
13	45.2429	54.7533	54.8680	54.9321	53.5749
Média	45.1631	55.1848	53.3977	55.2354	53.8107

Fonte: próprio autor

Tabela 4.28: Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de tomografia quatro fatias de computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 23/24/25/26

Fatia de TC	PSNR				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
23	48.4973	55.0096	55.5770	55.0275	53.7087
24	48.3911	56.2691	52.7384	56.1233	54.5296
25	48.2813	57.1096	52.5912	57.0579	55.1228
26	48.2742	55.7101	55.9252	55.7473	54.2484
Média	48.3609	56.0783	54.2079	55.9890	54.4023

Fonte: próprio autor

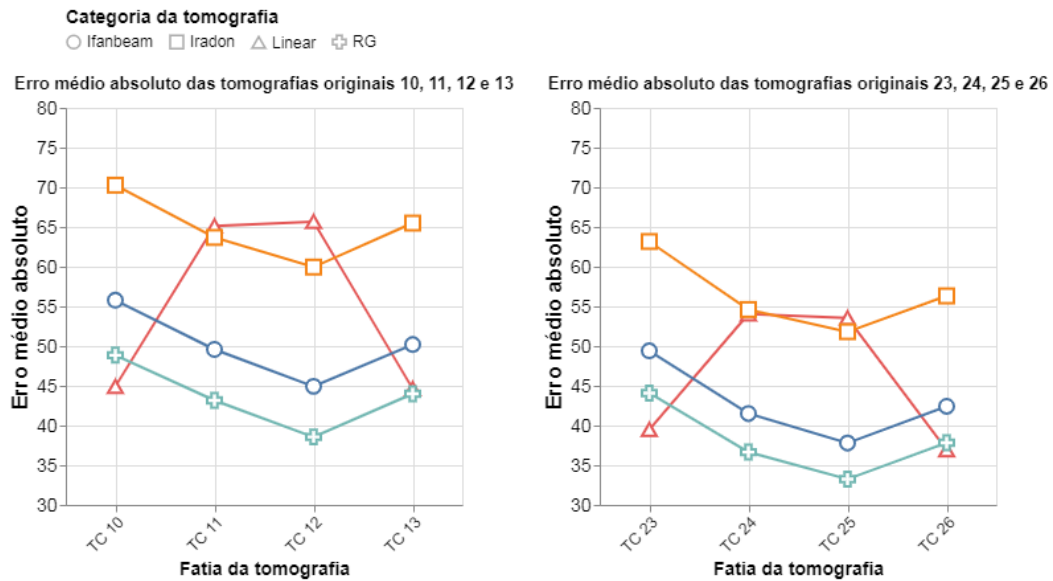
4.4.3 Erro médio absoluto

Nas tabelas 4.29 e 4.30; e na Figura 4.26, as tomografias computadorizadas reconstruídas possuem um baixo valor de erro médio absoluto, o que demonstra uma grande similaridade com as tomografias originais (sem ruído).

As fatias de tomografias reconstruídas que estão nos extremos opostos do conjunto de tomografias, isto é, as fatias 10 e 13; e as fatias 23 e 26, possuem um erro médio absoluto menor no método de interpolação linear, enquanto as fatias de tomografias reconstruídas intermediárias do intervalo, obtiveram um menor erro médio absoluto com o método de interpolação baseada em registro proposto neste trabalho.

A interpolação baseada em registro (RG) obteve um percentual médio do erro médio absoluto inferior ao método de interpolação linear, na reconstrução dos intervalos 10 à 13, e 23 à 26.

Figura 4.26: Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de quatro fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 10/11/12/13 e 23/24/25/26



Fonte: próprio autor

Tabela 4.29: Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de quatro fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 10/11/12/13

Fatia de TC	Erro médio absoluto				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
10	227.3534	48.8625	44.9025	55.7754	70.2677
11	235.7080	43.1705	65.1277	49.5826	63.6847
12	235.9221	38.5617	65.6827	44.9355	59.9496
13	230.0777	43.9976	44.6404	50.1982	65.4976
Média	232.2653	43.6480	55.0883	50.1229	64.8499

Fonte: próprio autor

Tabela 4.30: Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de quatro fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 23/24/25/26

Fatia de TC	Erro médio absoluto				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iraddon</i>
23	152.7177	44.0907	39.4907	49.4024	63.1703
24	153.8805	36.6531	54.0395	41.5145	54.6046
25	156.9379	33.2564	53.5516	37.8021	51.8142
26	155.7222	37.8291	36.9300	42.4221	56.3235
Média	154.8145	37.9573	46.0029	42.7852	56.4781

Fonte: próprio autor

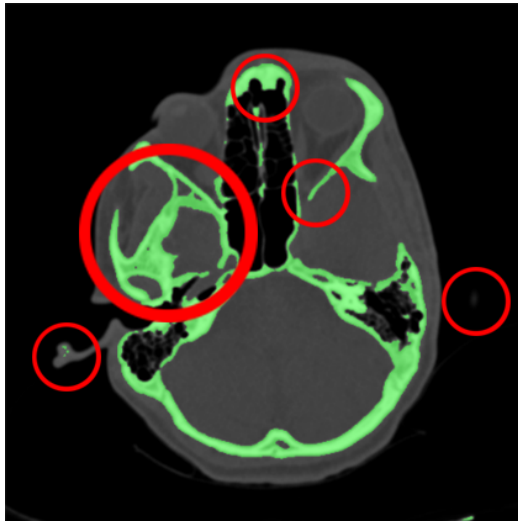
4.4.4 Avaliação qualitativa

Na avaliação qualitativa a seguir, para reconstrução de 4 fatias de TC foi utilizada a fatia 12 do *dataset* anterior.

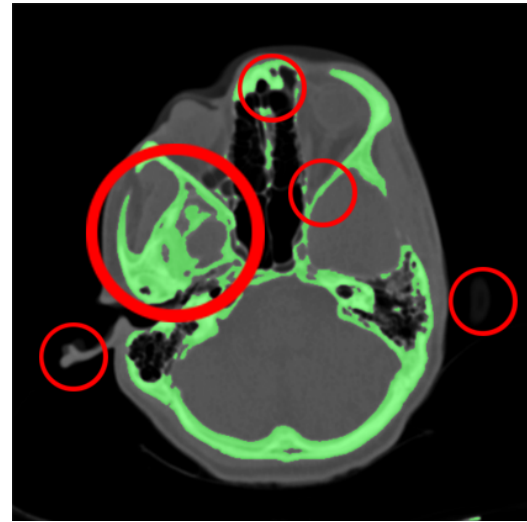
Observando os tecidos do corpo humano reconstruídos através dos métodos de reconstrução com interpolação linear e interpolação baseada em registro, nas áreas destacadas pelo círculo vermelho na Figura 4.27, observa-se que as áreas destacadas são mais similares na TC reconstruída com interpolação baseada em registro. Também é visto que a interpolação linear reconstruiu vários tecidos do corpo humano de forma incorreta.

Como ocorrido nos experimentos anteriores, a interpolação linear suavizou melhor as bordas dos tecidos da tomografia computadorizada em comparação com a interpolação baseada em registro.

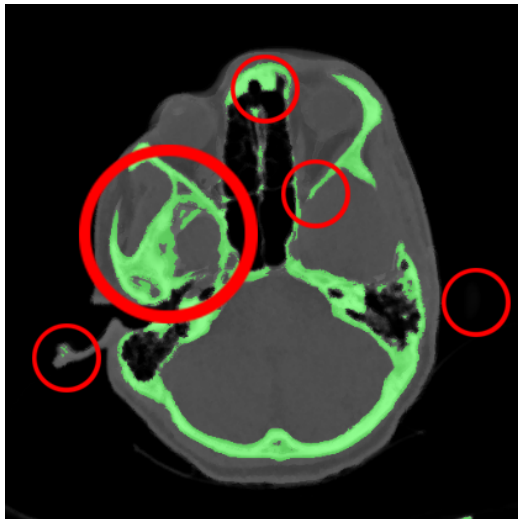
Figura 4.27: Análise qualitativa da reconstrução da TC de número 12



(a) Fatia 12 - original



(b) Fatia 12 - interpolação linear

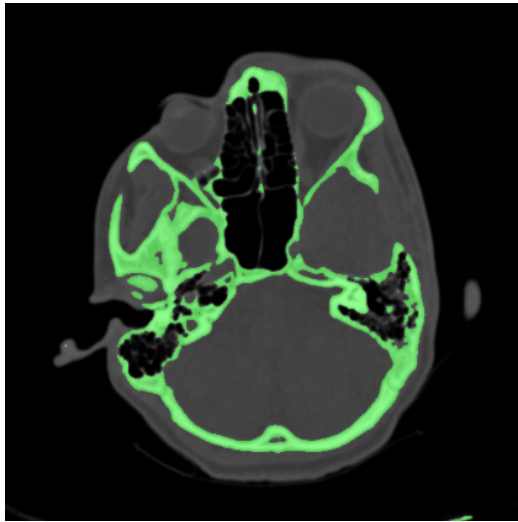


(c) Fatia 12 - interpolação baseada em registro

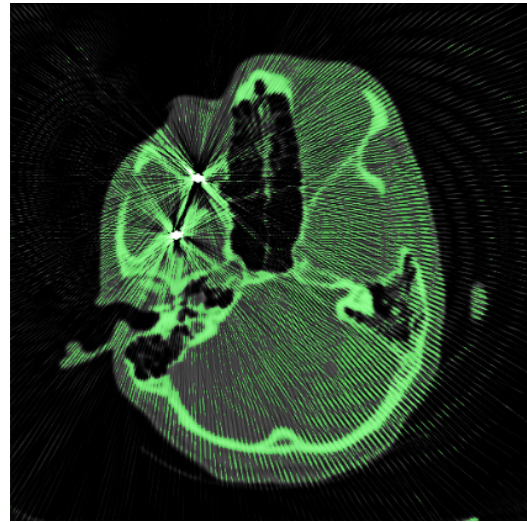
Fonte: do próprio autor

A seguir, temos as fatias de TC 10, 11, 12 e 13; (a) no formato original, (b) com ruído, (c) reconstruída com interpolação linear, (d) reconstruída com interpolação baseada em registro, como também a TC obtida pela (e) subtração da TC original pela TC reconstruída com interpolação linear e (f) a TC obtida pela subtração da TC original pela TC reconstruída com interpolação baseada em registro.

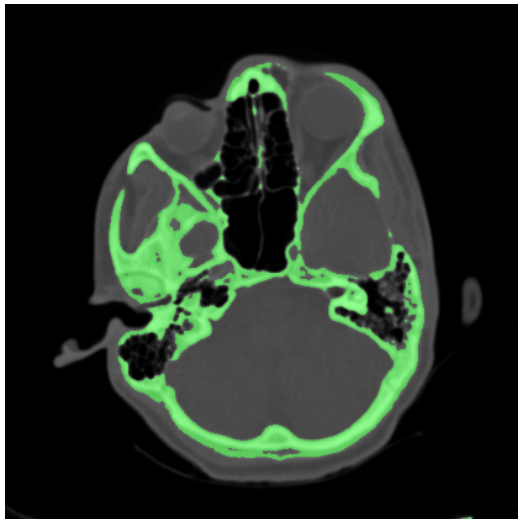
Figura 4.28: Reconstrução de quatro fatias de TC - 10



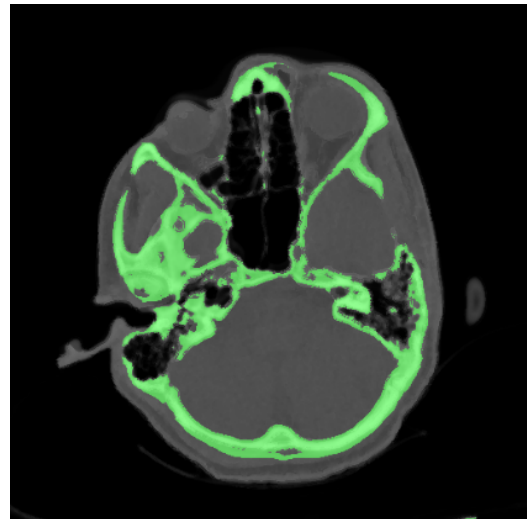
(a) Tomografia original - fatia 10



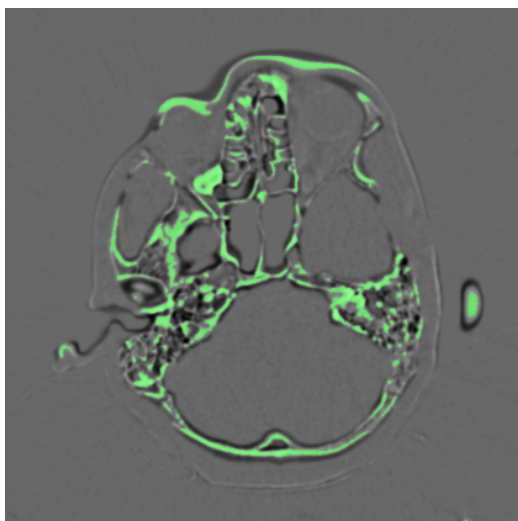
(b) Tomografia com ruído - fatia 10



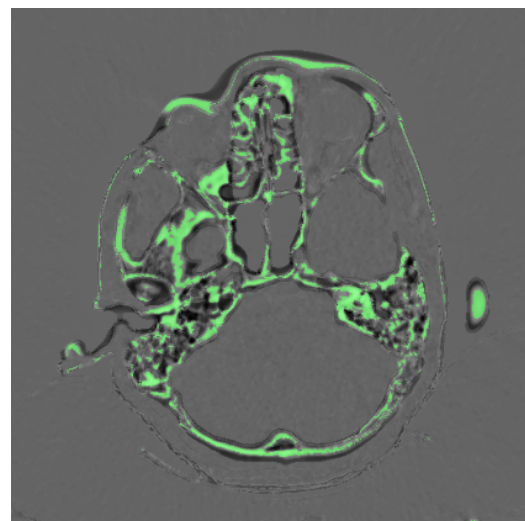
(c) Interpolação Linear - fatia 10



(d) Interpolação RG - fatia 10



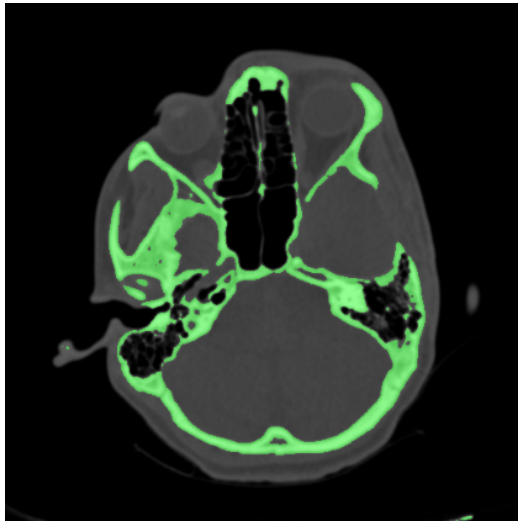
(e) Subtração da TC Linear - fatia 10



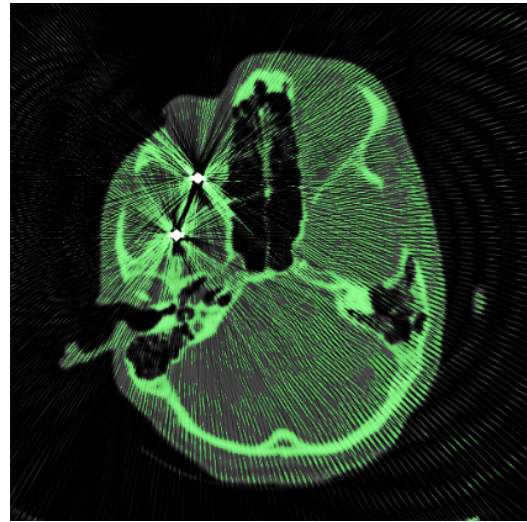
(f) Subtração da TC RG - fatia 10

Fonte: próprio autor

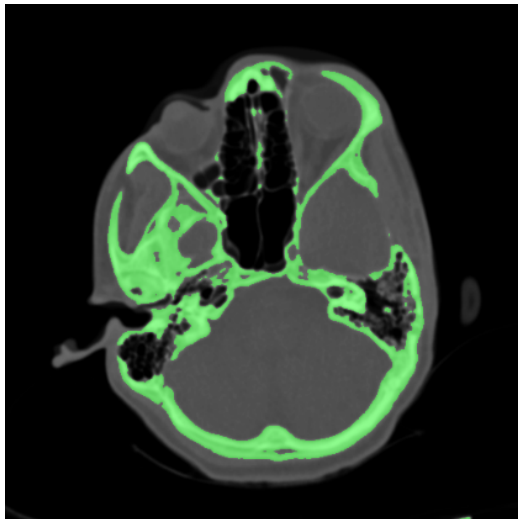
Figura 4.29: Reconstrução de quatro fatias de TC - 11



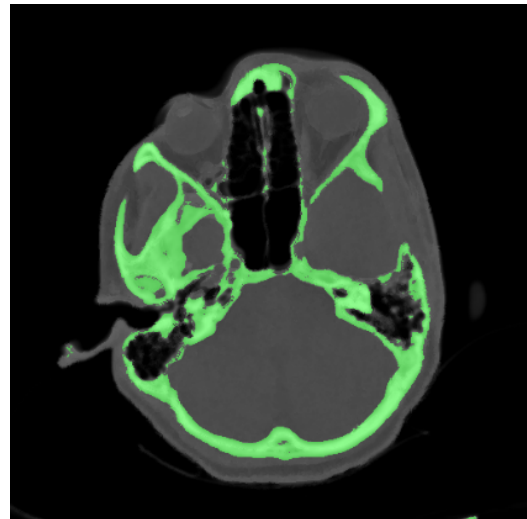
(a) Tomografia original - fatia 11



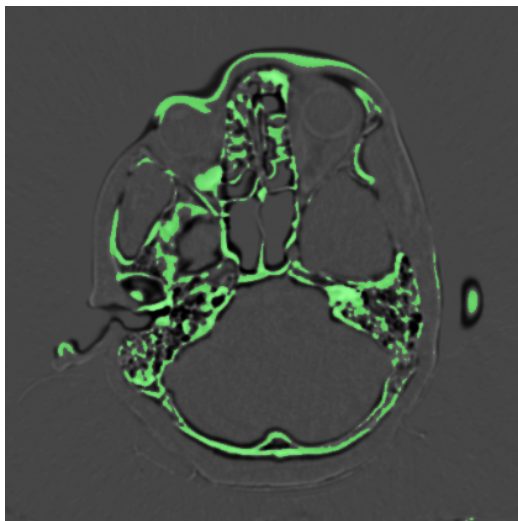
(b) Tomografia com ruído - fatia 11



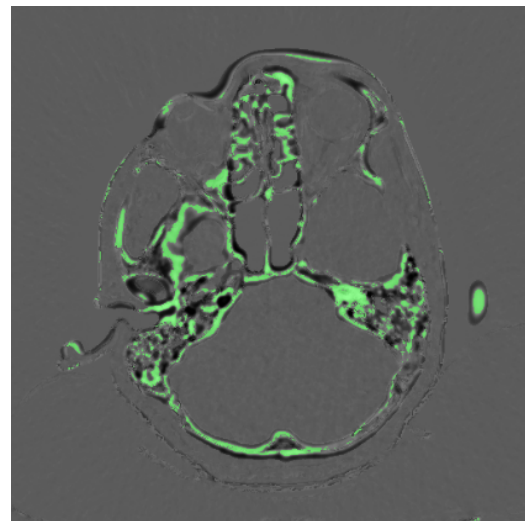
(c) Interpolação Linear - fatia 11



(d) Interpolação RG - fatia 11



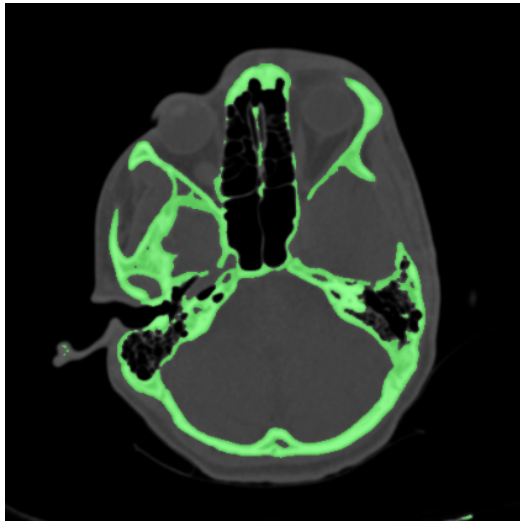
(e) Subtração da TC Linear - fatia 11



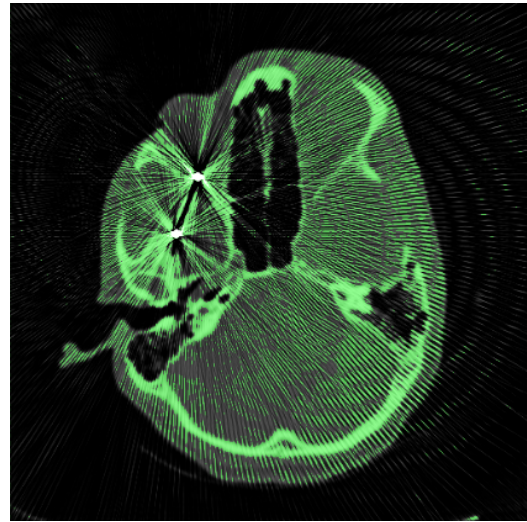
(f) Subtração da TC RG - fatia 11

Fonte: próprio autor

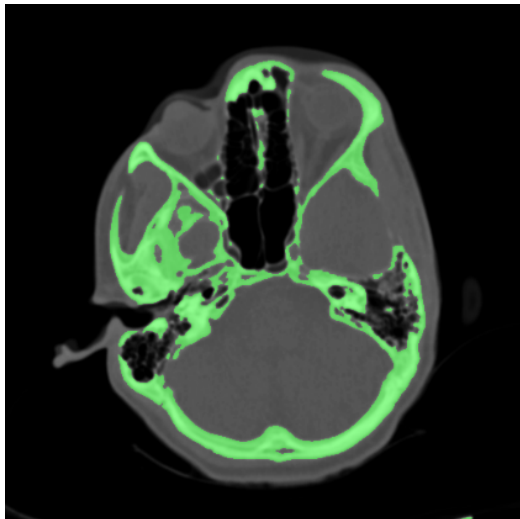
Figura 4.30: Reconstrução de quatro fatias de TC - 12



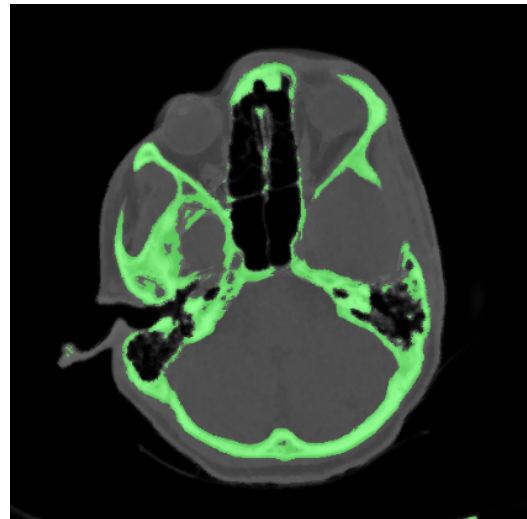
(a) Tomografia original - fatia 12



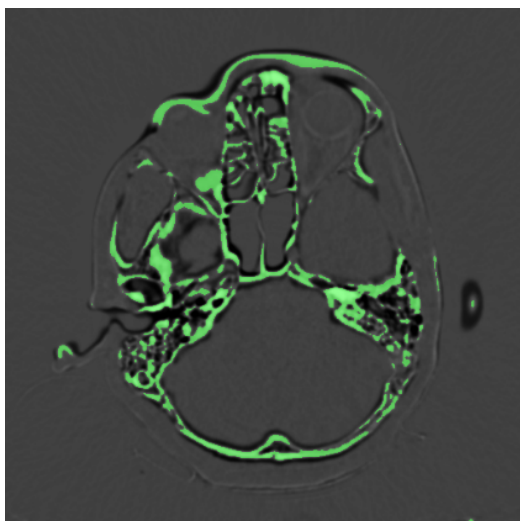
(b) Tomografia com ruído - fatia 12



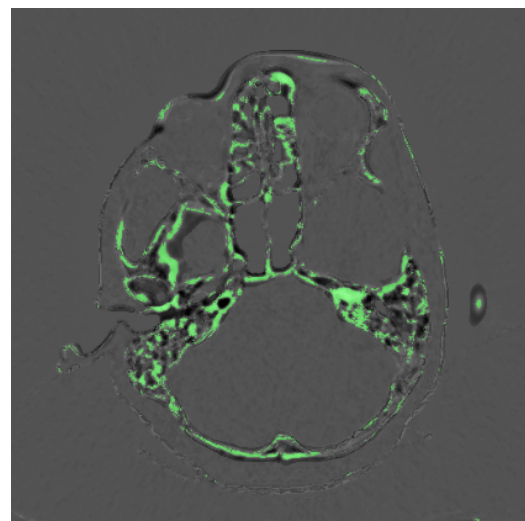
(c) Interpolação Linear - fatia 12



(d) Interpolação RG - fatia 12



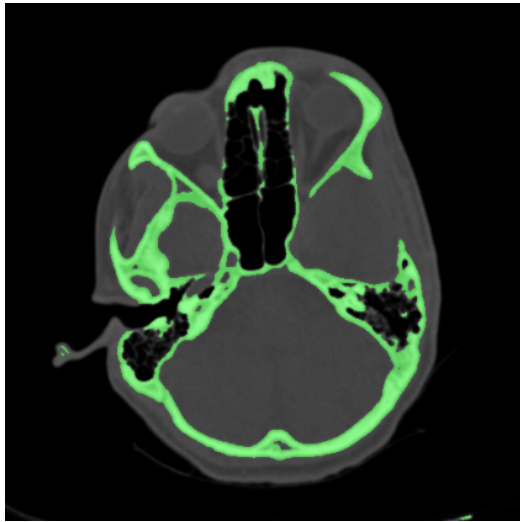
(e) Subtração da TC Linear - fatia 12



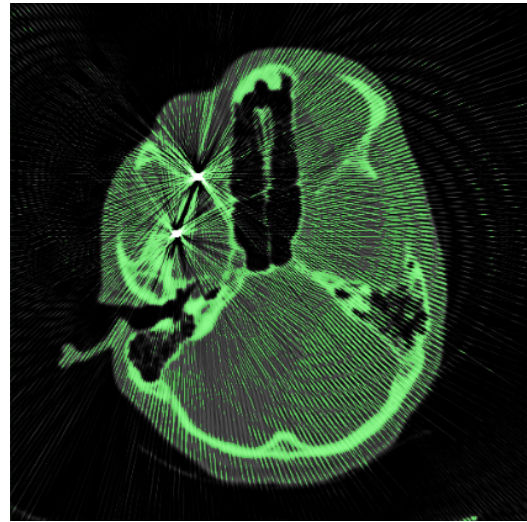
(f) Subtração da TC RG - fatia 12

Fonte: próprio autor

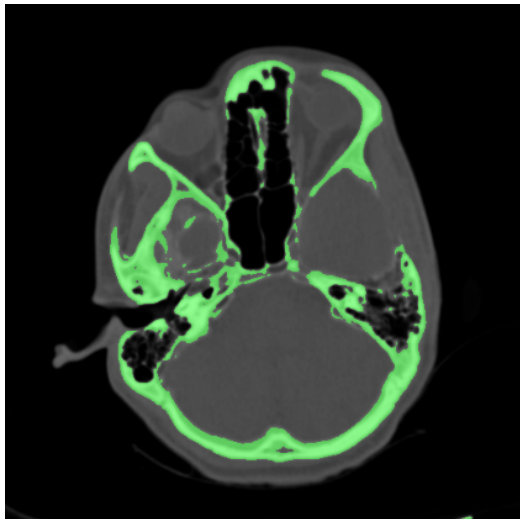
Figura 4.31: Reconstrução de quatro fatias de TC - 13



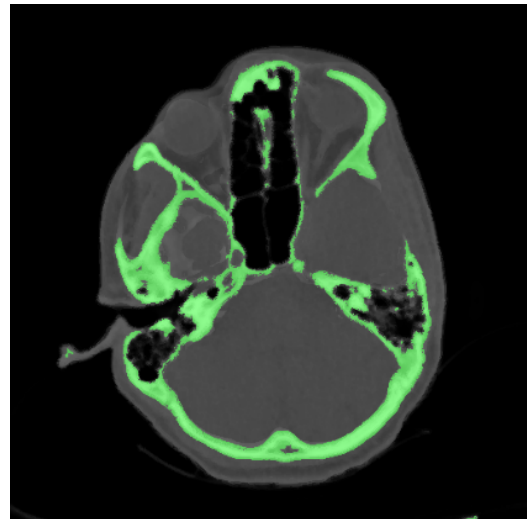
(a) Tomografia original - fatia 13



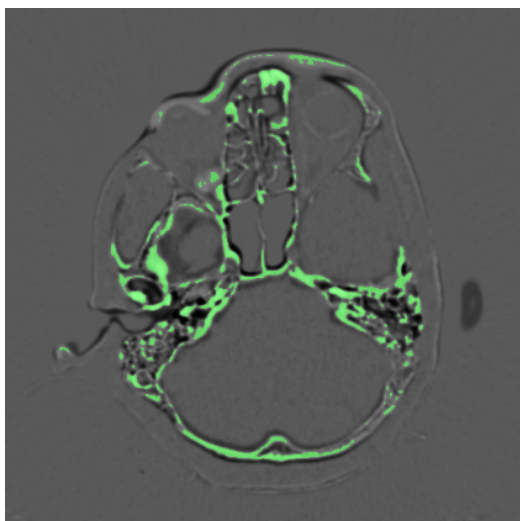
(b) Tomografia com ruído - fatia 13



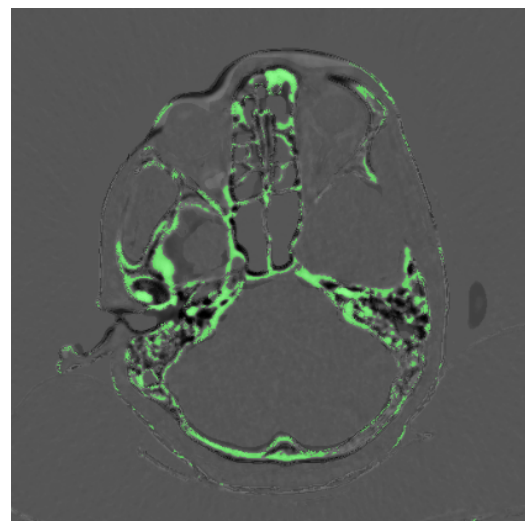
(c) Interpolação Linear - fatia 13



(d) Interpolação RG - fatia 13



(e) Subtração da TC Linear - fatia 13



(f) Subtração da TC RG - fatia 13

Fonte: próprio autor

4.5 Reconstrução de cinco fatias de tomografia computadorizada

Na reconstrução de 5 fatias de tomografias computadorizadas, foram utilizadas neste experimento uma amostra de 50 imagens de tomografia, de um total de 250 do dataset completo. Foi inserido um artefato metálico nas tomografias computadorizadas de número 07, 08, 09, 10 e 11; 17, 18, 19, 20 e 21. Ao final, foi utilizada a fatia de TC de número 09 para a análise qualitativa.

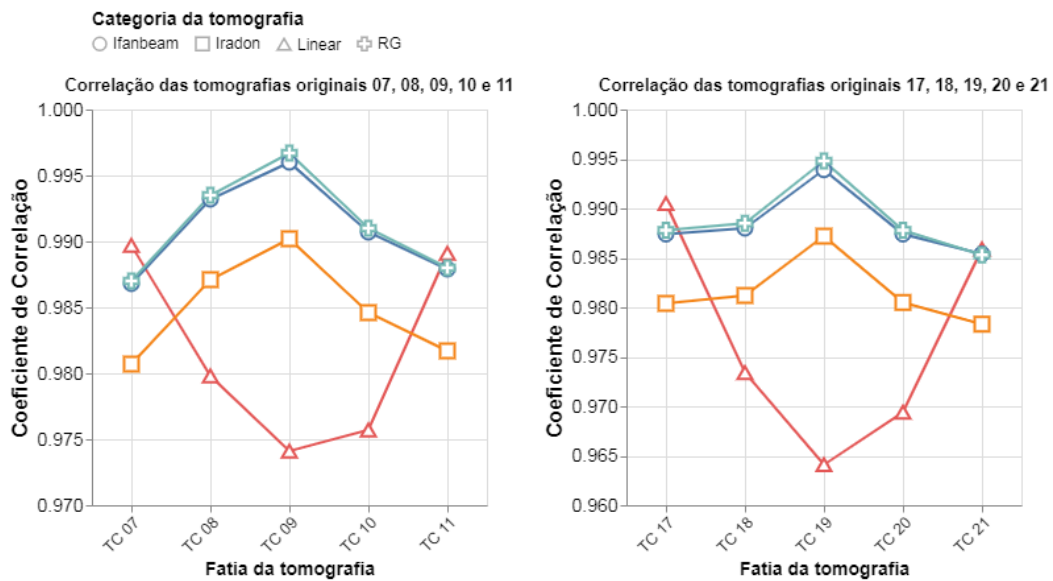
4.5.1 Coeficiente de correlação de Pearson

Nas tabelas 4.31 e 4.32; e na Figura 4.32, as tomografias computadorizadas possuem uma relação positiva, com o valor de r próximo de 1.

As fatias de tomografias reconstruídas que estão nos extremos opostos do conjunto de tomografias, isto é, as fatias 07 e 11; e as fatias 17 e 21, possuem uma correlação maior no método de interpolação linear, enquanto as fatias de tomografias reconstruídas intermediárias do intervalo, obtiveram um maior índice de correlação com o método de interpolação baseada em registro proposto neste trabalho.

A interpolação baseada em registro (RG) obteve um percentual médio do coeficiente de correlação superior ao método de interpolação linear, na reconstrução dos intervalos 07 à 11, e 17 à 21.

Figura 4.32: Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de cinco fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 07/08/09/10/11 e 17/18/19/20/21



Fonte: próprio autor

Tabela 4.31: Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de cinco fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 07/08/09/10/11

Fatia de TC	Coeficiente de Correlação				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
07	0.8869	0.9870	0.9897	0.9868	0.9807
08	0.8865	0.9935	0.9798	0.9932	0.9871
09	0.8909	0.9967	0.9741	0.9960	0.9902
10	0.8905	0.9910	0.9757	0.9907	0.9846
11	0.8911	0.9880	0.9891	0.9879	0.9817
Média	0.8891	0.9912	0.9816	0.9909	0.9848

Fonte: próprio autor

Tabela 4.32: Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de cinco fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 17/18/19/20/21

Fatia de TC	Coeficiente de Correlação				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iraddon</i>
17	0.9060	0.9878	0.9905	0.9874	0.9804
18	0.9065	0.9885	0.9734	0.9880	0.9812
19	0.9025	0.9948	0.9641	0.9939	0.9872
20	0.8963	0.9878	0.9694	0.9874	0.9805
21	0.9001	0.9853	0.9859	0.9854	0.9783
Média	0.9022	0.9888	0.9766	0.9884	0.9815

Fonte: próprio autor

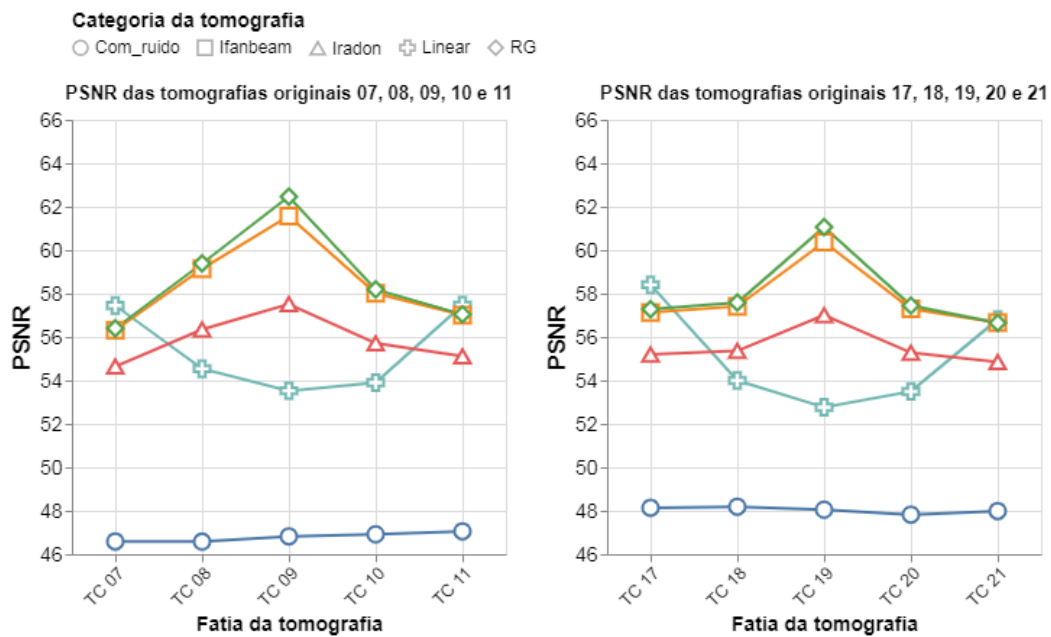
4.5.2 Relação sinal-ruído de pico (PSNR)

Nas tabelas 4.33 e 4.34; e na Figura 4.33, as tomografias computadorizadas reconstruídas possuem um alto índice de PSNR, o que demonstra uma grande similaridade com as tomografias originais (sem ruído).

As fatias de tomografias reconstruídas que estão nos extremos opostos do conjunto de tomografias, isto é, as fatias 07 e 11; e as fatias 17 e 21, possuem um índice de PSNR maior no método de interpolação linear, enquanto as fatias de tomografias reconstruídas intermediárias do intervalo, obtiveram um maior índice de PSNR com o método de interpolação baseada em registro proposto neste trabalho.

A interpolação baseada em registro (RG) obteve um percentual médio do PSNR superior ao método de interpolação linear, na reconstrução dos intervalos 07 à 11, e 17 à 21.

Figura 4.33: Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de cinco fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 07/08/09/10/11 e 17/18/19/20/21



Fonte: próprio autor

Tabela 4.33: Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de cinco fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 07/08/09/10/11

Fatia de TC	PSNR				
	Ruído	RG	Linear	Ifanbeam	Iradon
07	46.5888	56.3984	57.4459	56.3132	54.6455
08	46.5767	59.3857	54.5397	59.1405	56.3468
09	46.8197	62.4622	53.5252	61.5695	57.5154
10	46.9152	58.1887	53.9033	58.0164	55.7106
11	46.0567	57.0425	57.4629	57.0070	55.1108
Média	46.7914	58.6955	55.3754	58.4093	55.8658

Fonte: próprio autor

Tabela 4.34: Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de cinco fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 17/18/19/20/21

Fatia de TC	PSNR				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
17	48.1384	57.2820	58.4048	57.1273	55.1977
18	48.1866	57.5833	53.9985	57.4081	55.3625
19	48.0488	61.0612	52.7689	60.3689	57.0060
20	47.8215	57.4444	53.4915	57.3026	55.2768
21	47.9871	56.6475	56.8081	56.6633	54.8483
Média	48.0364	58.0036	55.0943	57.7740	55.5382

Fonte: próprio autor

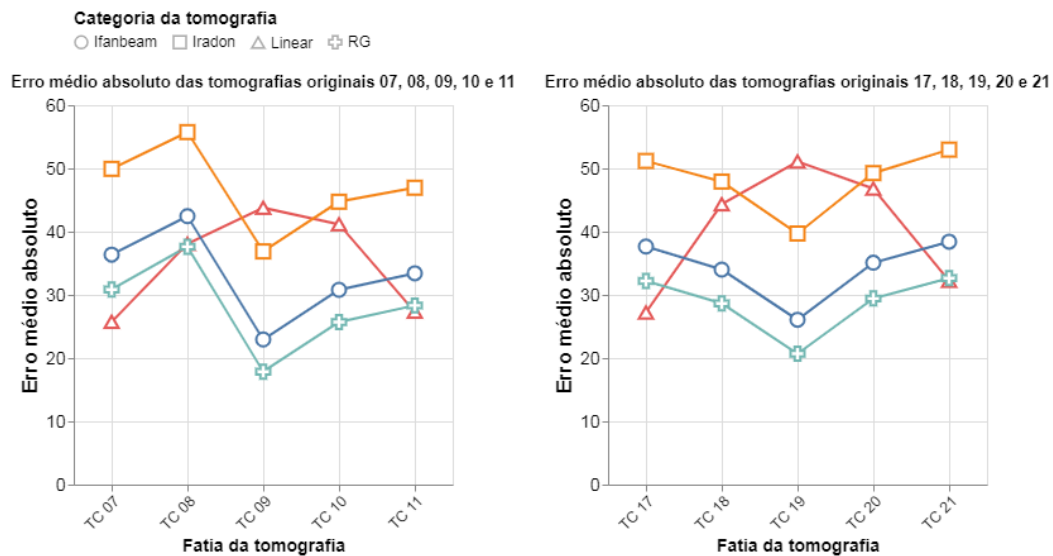
4.5.3 Erro médio absoluto

Nas tabelas 4.35 e 4.36; e na Figura 4.34, as tomografias computadorizadas reconstruídas possuem um baixo valor de erro médio absoluto, o que demonstra uma grande similaridade com as tomografias originais (sem ruído).

As fatias de tomografias reconstruídas que estão nos extremos opostos do conjunto de tomografias, isto é, as fatias 07 e 11; e as fatias 17 e 21, possuem um erro médio absoluto menor no método de interpolação linear, enquanto as fatias de tomografias reconstruídas intermediárias do intervalo, obtiveram um menor erro médio absoluto com o método de interpolação baseada em registro proposto neste trabalho.

A interpolação baseada em registro (RG) obteve um percentual médio do erro médio absoluto inferior ao método de interpolação linear, na reconstrução dos intervalos 07 à 11, e 17 à 21.

Figura 4.34: Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de cinco fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original dos conjuntos 07/08/09/10/11 e 17/18/19/20/21



Fonte: próprio autor

Tabela 4.35: Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de cinco fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 07/08/09/10/11

Fatia de TC	Erro médio absoluto				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
07	195.5066	30.8619	25.7334	36.3667	49.9291
08	197.6189	37.6155	38.0706	42.4444	55.7454
09	193.2642	17.8624	43.7677	22.9516	36.8735
10	188.9112	25.7101	41.1696	30.7992	44.7358
11	183.9643	28.3206	27.3405	33.4200	46.9467
Média	191.8530	28.0741	35.2163	33.1963	46.8461

Fonte: próprio autor

Tabela 4.36: Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de cinco fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 17/18/19/20/21

Fatia de TC	Erro médio absoluto				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
17	157.9372	32.1951	27.2121	37.6447	51.1777
18	157.3864	28.6590	44.3299	33.9922	47.9179
19	163.1223	20.6999	51.0856	26.0664	39.7085
20	167.5423	29.4320	46.8070	35.0803	49.2529
21	163.5953	32.6439	32.2210	38.4155	52.9707
Média	161.9167	28.7259	40.3311	34.2398	48.2055

Fonte: próprio autor

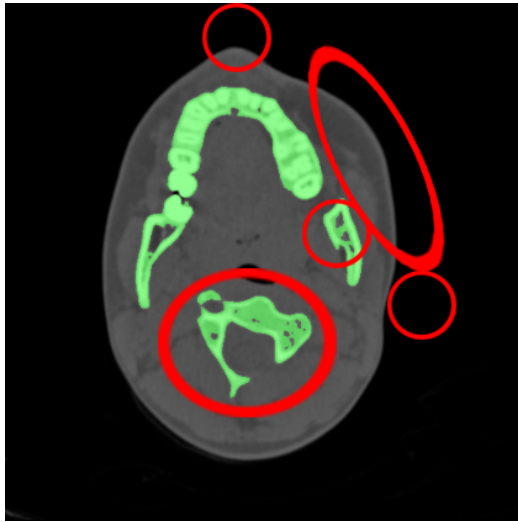
4.5.4 Avaliação qualitativa

Na avaliação qualitativa a seguir, para reconstrução de 5 fatias de TC foi utilizada a fatia 09 do *dataset* anterior.

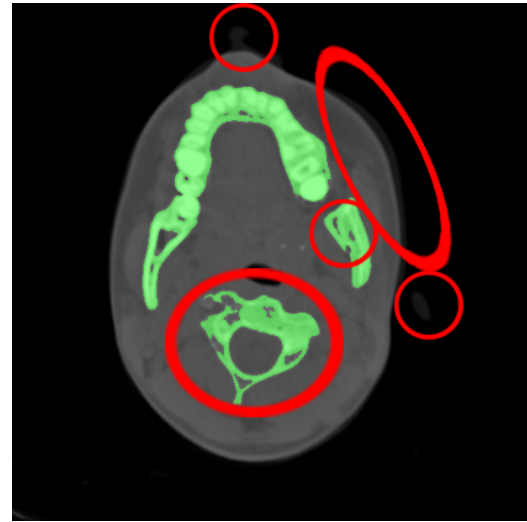
Observando os tecidos do corpo humano reconstruídos através dos métodos de reconstrução com interpolação linear e interpolação baseada em registro, nas áreas destacadas pelo círculo vermelho na Figura 4.35, observa-se que as áreas destacadas são mais similares na TC reconstruída com interpolação baseada em registro. Também é visto que a interpolação linear reconstruiu vários tecidos do corpo humano de forma incorreta.

Como ocorrido nos experimentos anteriores, a interpolação linear suavizou melhor as bordas dos tecidos da tomografia computadorizada em comparação com a interpolação baseada em registro.

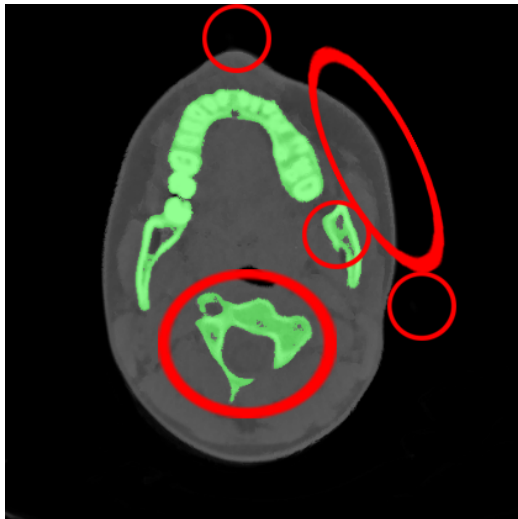
Figura 4.35: Análise qualitativa da reconstrução da TC de número 09



(a) Fatia 09 - original



(b) Fatia 09 - interpolação linear

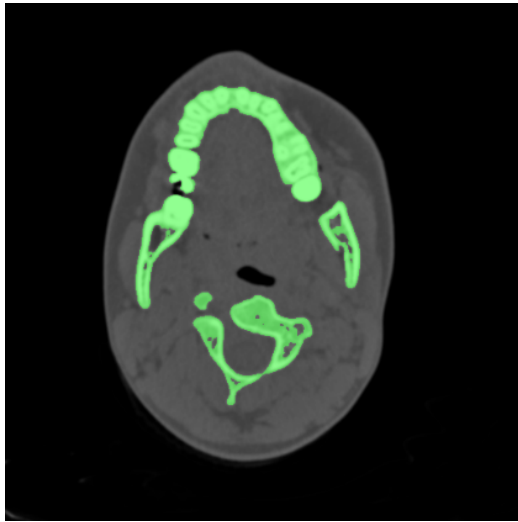


(c) Fatia 09 - interpolação baseada em registro

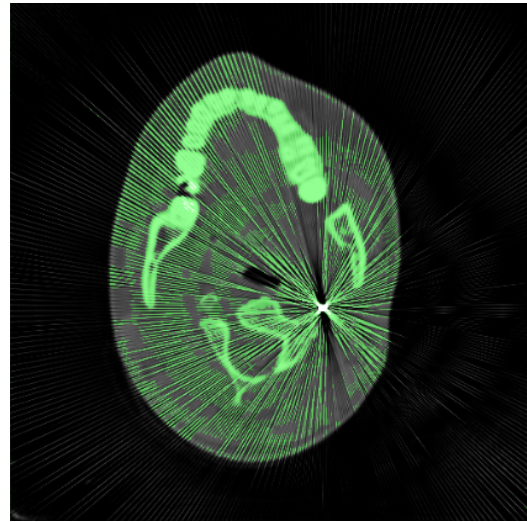
Fonte: do próprio autor

A seguir, temos as fatias de TC 07, 08, 09, 10 e 11; (a) no formato original, (b) com ruído, (c) reconstruída com interpolação linear, (d) reconstruída com interpolação baseada em registro, como também a TC obtida pela (e) subtração da TC original pela TC reconstruída com interpolação linear e (f) a TC obtida pela subtração da TC original pela TC reconstruída com interpolação baseada em registro.

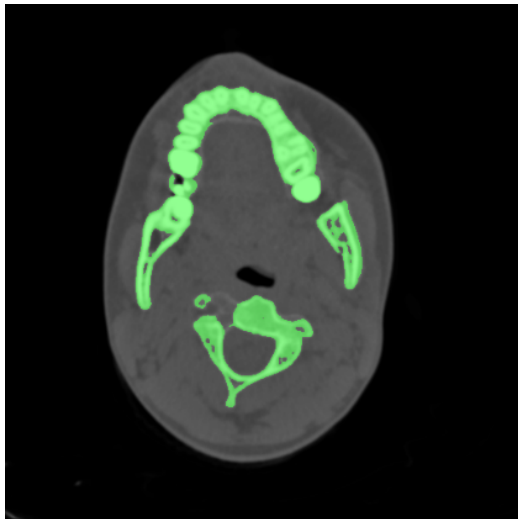
Figura 4.36: Reconstrução de cinco fatias de TC - 07



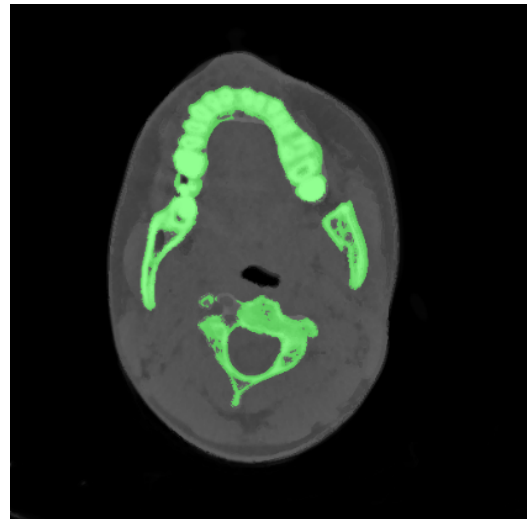
(a) Tomografia original - fatia 07



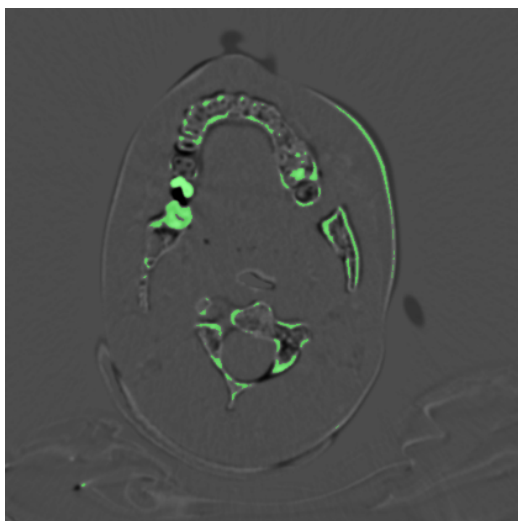
(b) Tomografia com ruído - fatia 07



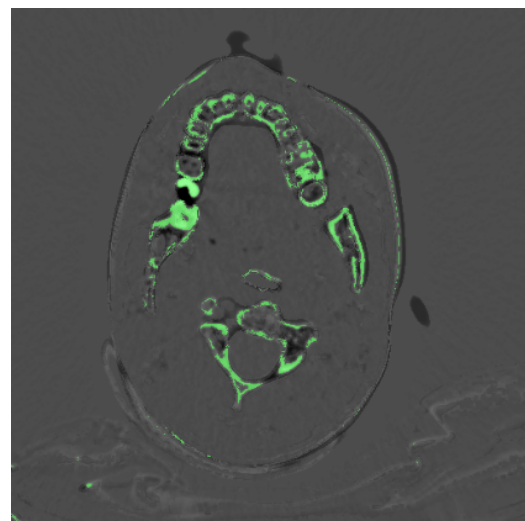
(c) Interpolação Linear - fatia 07



(d) Interpolação RG - fatia 07



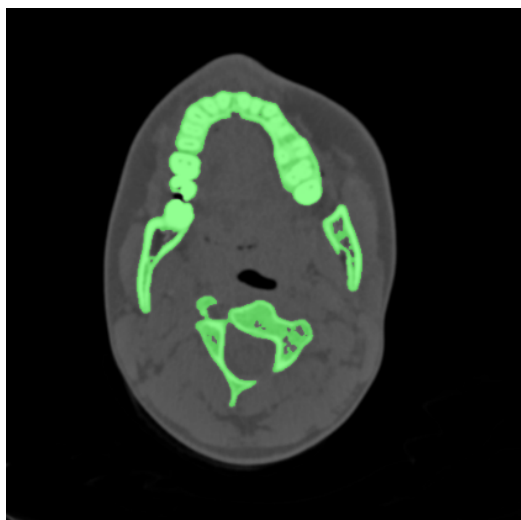
(e) Subtração da TC Linear - fatia 07



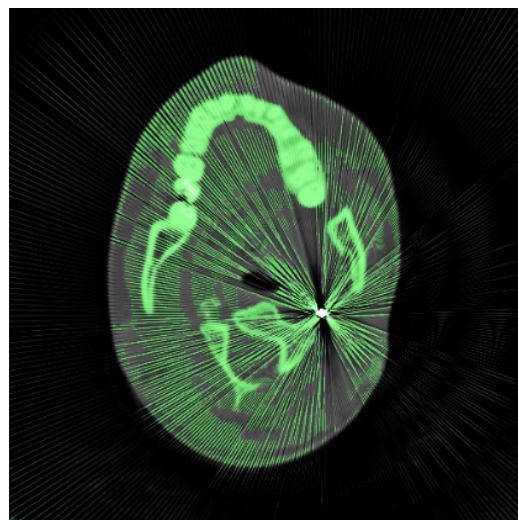
(f) Subtração da TC RG - fatia 07

Fonte: próprio autor

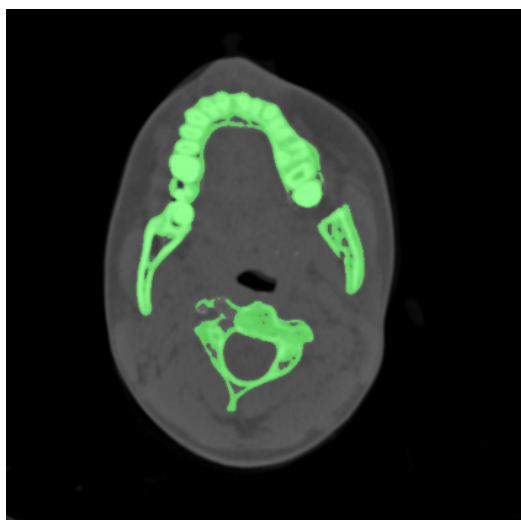
Figura 4.37: Reconstrução de cinco fatias de TC - 08



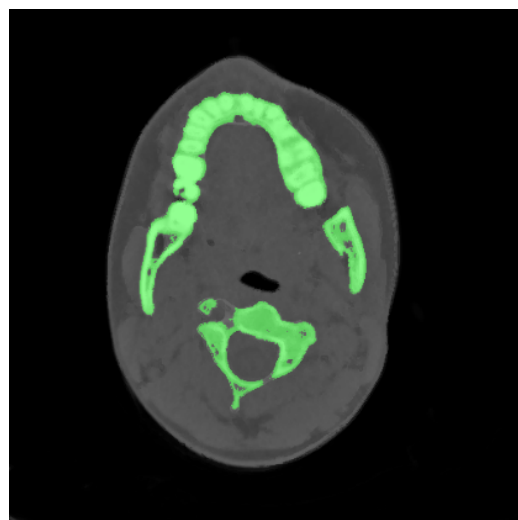
(a) Tomografia original - fatia 08



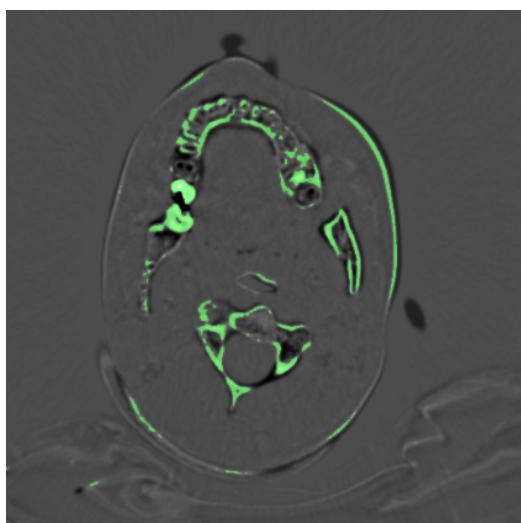
(b) Tomografia com ruído - fatia 08



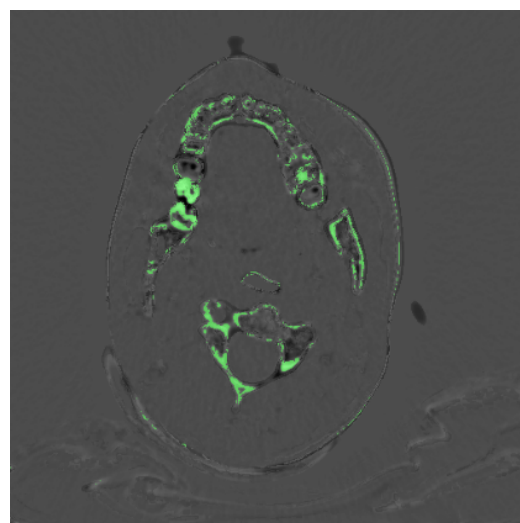
(c) Interpolação Linear - fatia 08



(d) Interpolação RG - fatia 08



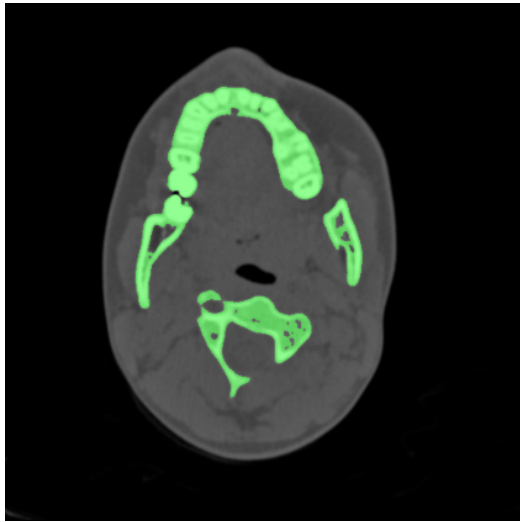
(e) Subtração da TC Linear - fatia 08



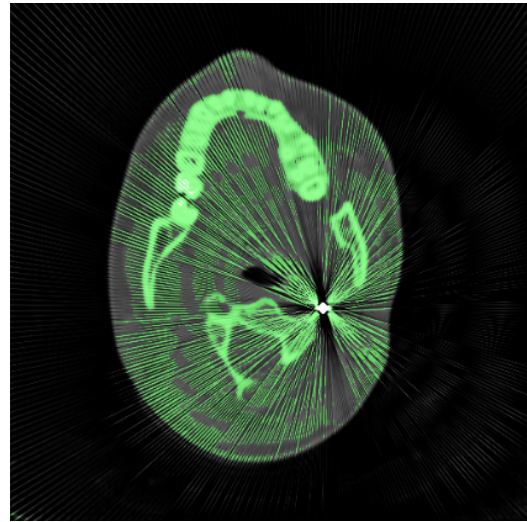
(f) Subtração da TC RG - fatia 08

Fonte: próprio autor

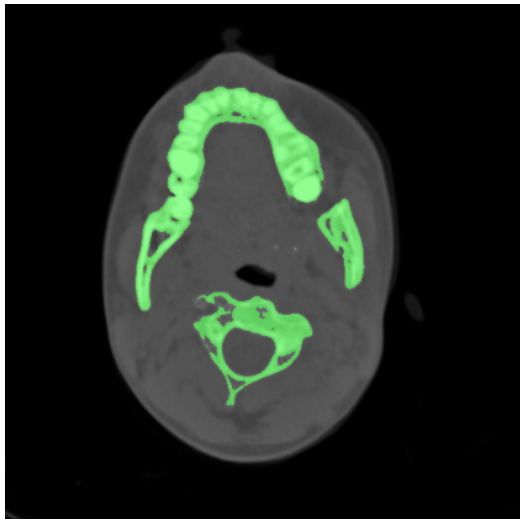
Figura 4.38: Reconstrução de cinco fatias de TC - 09



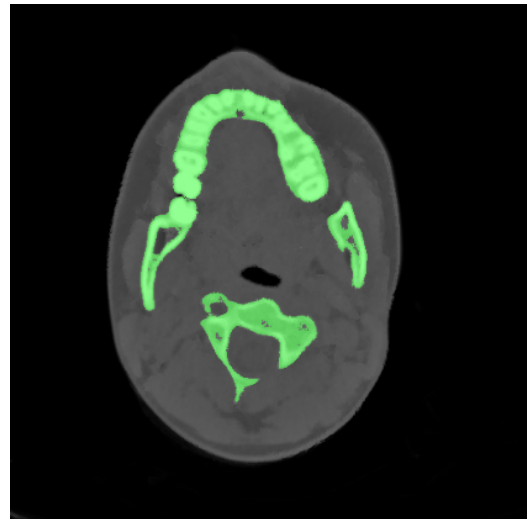
(a) Tomografia original - fatia 09



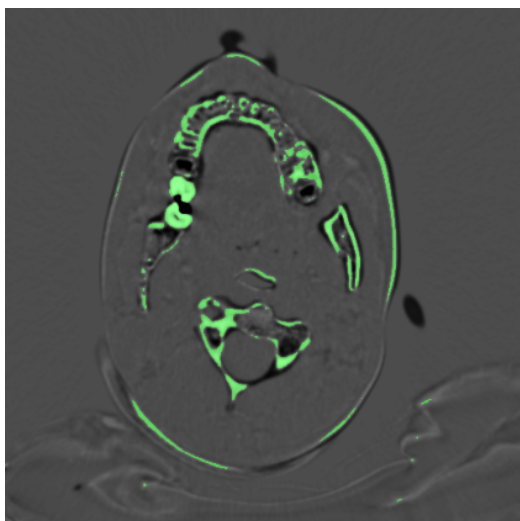
(b) Tomografia com ruído - fatia 09



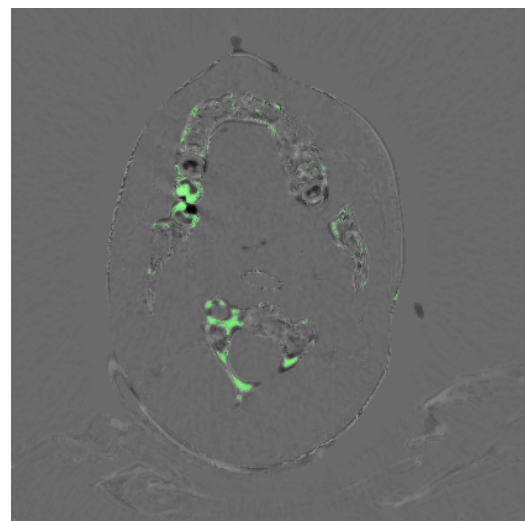
(c) Interpolação Linear - fatia 09



(d) Interpolação RG - fatia 09



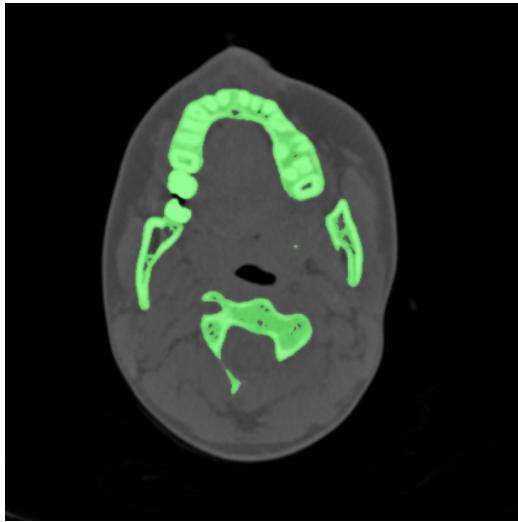
(e) Subtração da TC Linear - fatia 09



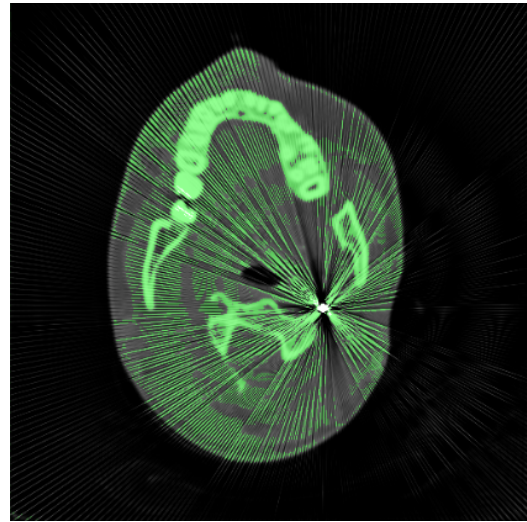
(f) Subtração da TC RG - fatia 09

Fonte: próprio autor

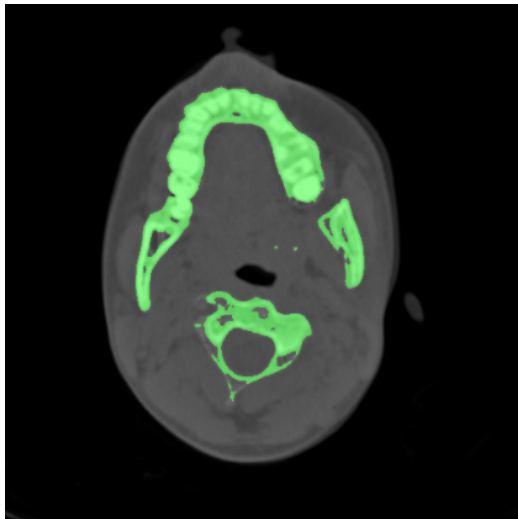
Figura 4.39: Reconstrução de cinco fatias de TC - 10



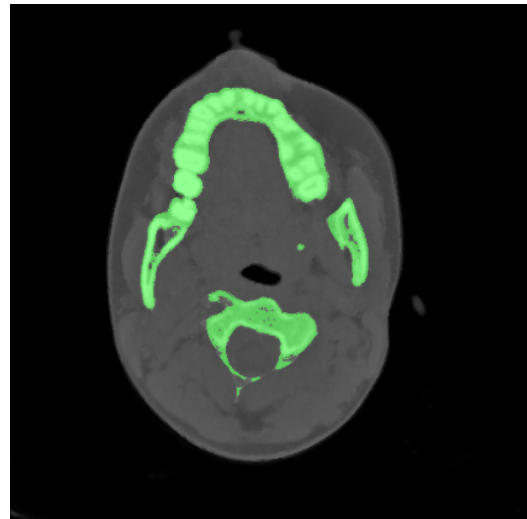
(a) Tomografia original - fatia 10



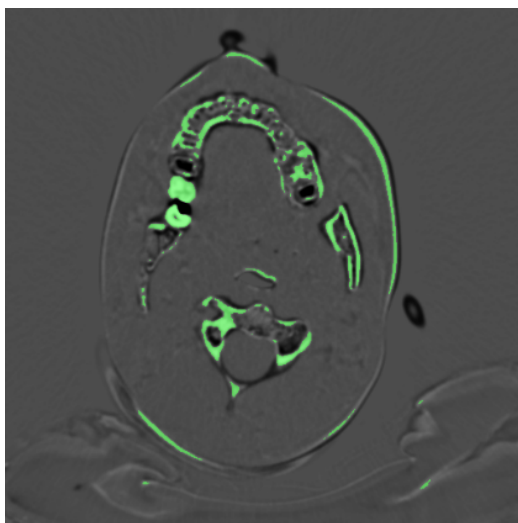
(b) Tomografia com ruído - fatia 10



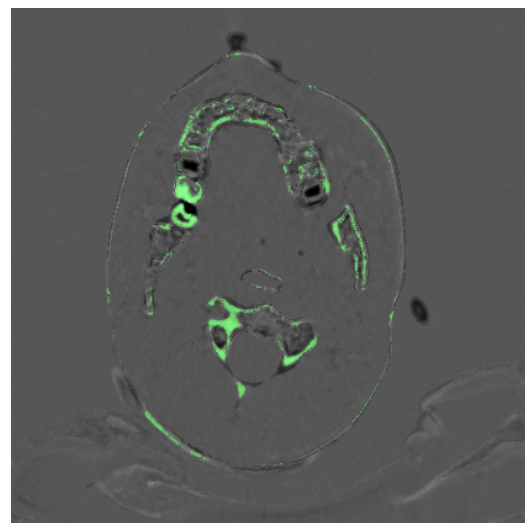
(c) Interpolação Linear - fatia 10



(d) Interpolação RG - fatia 10



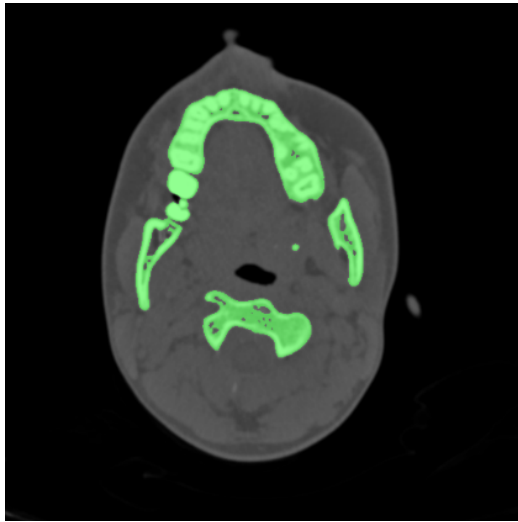
(e) Subtração da TC Linear - fatia 10



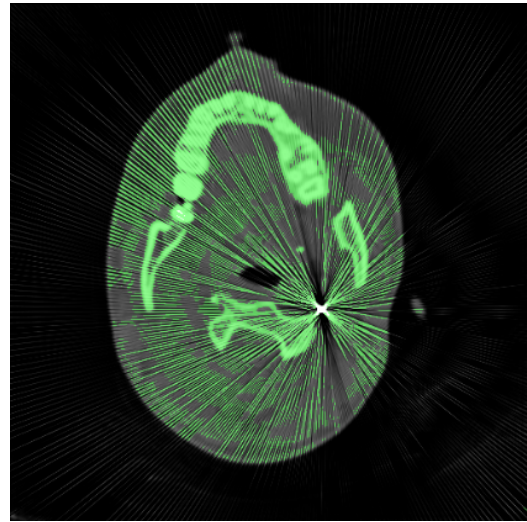
(f) Subtração da TC RG - fatia 10

Fonte: próprio autor

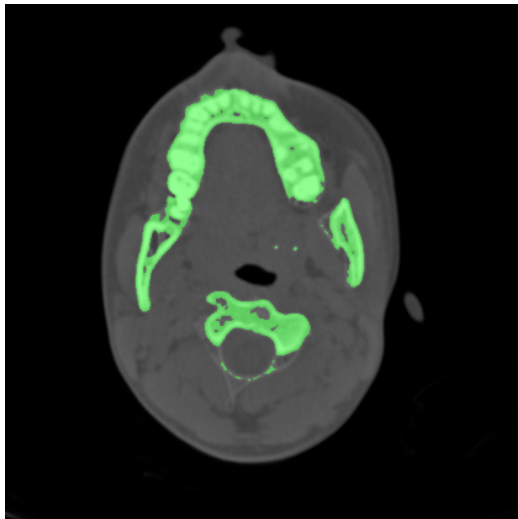
Figura 4.40: Reconstrução de cinco fatias de TC - 11



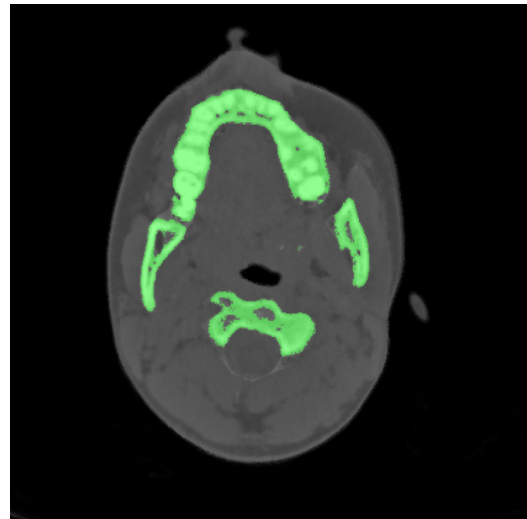
(a) Tomografia original - fatia 11



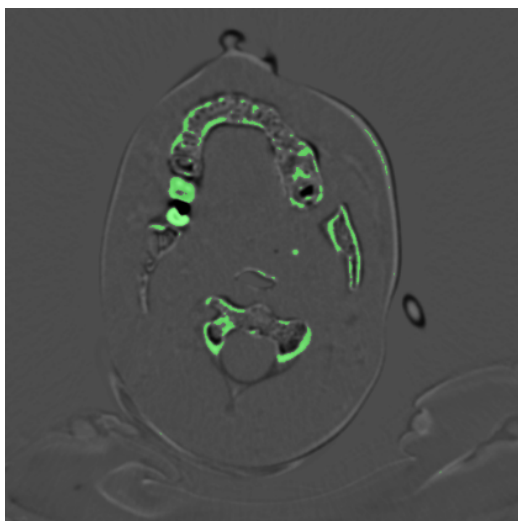
(b) Tomografia com ruído - fatia 11



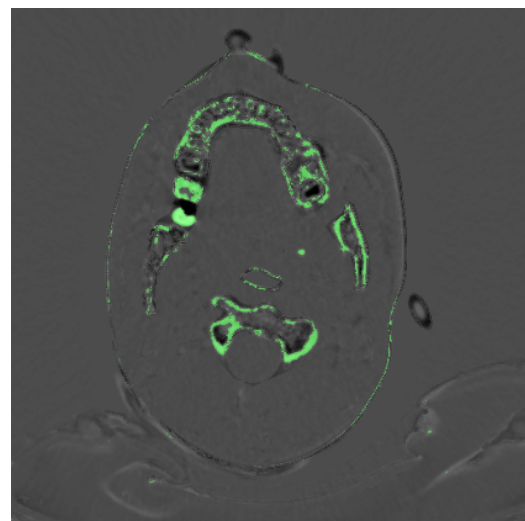
(c) Interpolação Linear - fatia 11



(d) Interpolação RG - fatia 11



(e) Subtração da TC Linear - fatia 11



(f) Subtração da TC RG - fatia 11

Fonte: próprio autor

4.6 Reconstrução de nove fatias de tomografia computadorizada

Visto que, um artefato metálico pode afetar n fatias de tomografia computadorizada, desde um número pequeno de 2 ou 3 fatias consecutivas, como também até um *dataset* completo com 20 ou mais fatias, foi elevado este número para 9 fatias de TC consecutivas.

Na reconstrução de 9 fatias de tomografias computadorizadas, foram utilizadas neste experimento uma amostra de 50 imagens de tomografia, de um total de 250 do dataset completo. Foi inserido um artefato metálico nas tomografias computadorizadas de número 36 até 44. Ao final, foi utilizada a fatia de TC de número 40 para a análise qualitativa.

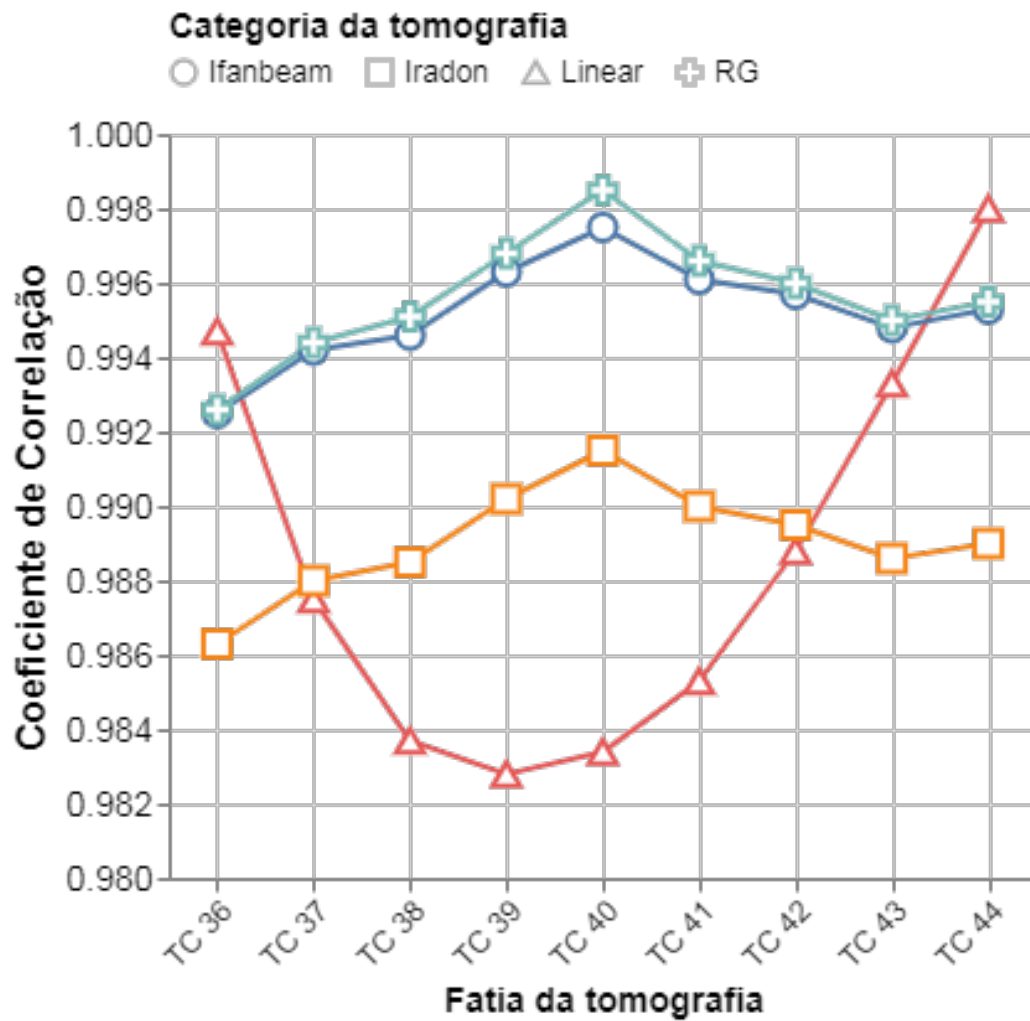
4.6.1 Coeficiente de correlação de Pearson

Na tabela 4.37 e na Figura 4.41, as tomografias computadorizadas possuem uma relação positiva, com o valor de r próximo de 1.

Outra observação, é que as fatias de tomografias reconstruídas que estão nos extremos opostos do conjunto de tomografias (fatias 36 e 44) possuem uma correlação maior no método de interpolação linear, enquanto as fatias de tomografias reconstruídas intermediárias (fatias 35 à 43) obtiveram um maior índice de correlação com o método de interpolação baseada em registro proposto neste trabalho.

A interpolação baseada em registro (RG) obteve um percentual médio do coeficiente de correlação de 99,56% sendo superior ao método de interpolação linear, que obteve um percentual médio do coeficiente de correlação de 98,86%.

Figura 4.41: Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de nove fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 36 à 44



Fonte: próprio autor

Tabela 4.37: Valores dos coeficientes de correlação dos métodos de reconstrução de nove fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 36 à 44

Fatia de TC	Coeficiente de Correlação				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
36	0.9195	0.9926	0.9947	0.9925	0.9863
37	0.9163	0.9944	0.9875	0.9942	0.9880
38	0.9117	0.9951	0.9837	0.9946	0.9885
39	0.9115	0.9968	0.9828	0.9963	0.9902
40	0.9118	0.9985	0.9834	0.9975	0.9915
41	0.9107	0.9966	0.9853	0.9961	0.9900
42	0.9105	0.9960	0.9888	0.9957	0.9895
43	0.9143	0.9950	0.9933	0.9948	0.9886
44	0.9149	0.9955	0.9980	0.9953	0.9890
Média	0.9134	0.9956	0.9886	0.9952	0.9890

Fonte: próprio autor

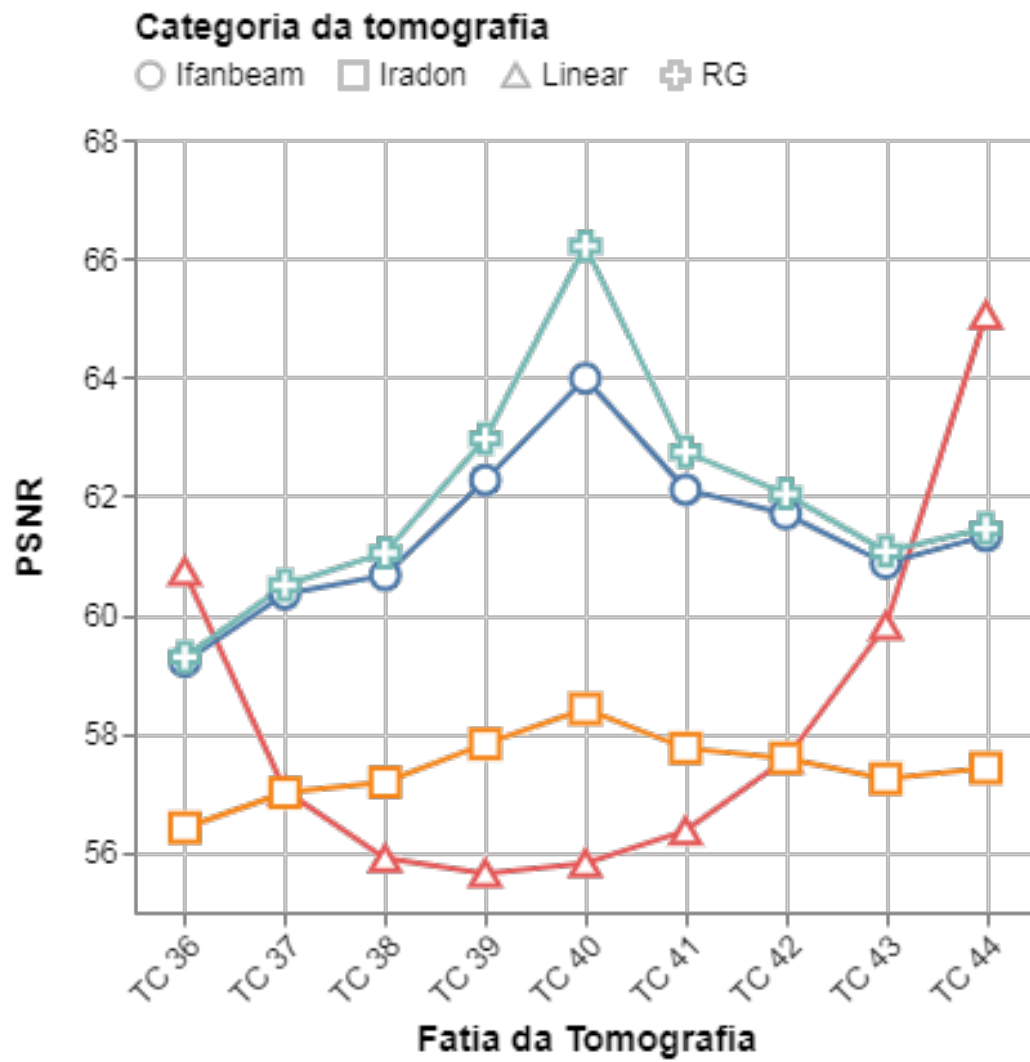
4.6.2 Relação sinal-ruído de pico (*PSNR*)

Na tabela 4.38 e na Figura 4.42, as tomografias computadorizadas reconstruídas possuem um alto índice de PSNR, o que demonstra uma grande similaridade com as tomografias originais, sem ruído.

As fatias de tomografias reconstruídas que estão nos extremos opostos do conjunto de dados (fatias 36 e 44) possuem uma maior PSNR no método de interpolação linear, enquanto as fatias de tomografias reconstruídas intermediárias (fatias 35 à 43) obtiveram um maior índice de PSNR com o método de interpolação baseada em registro.

O formato da Figura 4.42 é similar ao formato da Figura 4.41. A interpolação baseada em registro (RG) obteve um índice médio de PSNR próximo a 61.9249 sendo superior ao método de interpolação linear, que obteve um percentual médio de PSNR próximo de 58.2192.

Figura 4.42: Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de nove fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 36 à 44



Fonte: próprio autor

Tabela 4.38: Valores do PSNR dos métodos de reconstrução de nove fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 36 à 44

Fatia de TC	PSNR				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
36	48.7179	59.2937	60.7320	59.2128	56.4212
37	48.5455	60.5023	57.0449	60.3548	57.0105
38	48.2994	61.0451	55.9059	60.6711	57.1867
39	48.2855	62.9688	55.6552	62.2721	57.8312
40	48.3029	66.2075	55.8233	63.9824	58.4204
41	48.2783	62.7435	56.3678	62.1085	57.7581
42	48.2815	62.0384	57.5772	61.7035	57.5889
43	48.4868	61.0720	59.8207	60.8699	57.2444
44	48.5252	61.4528	65.0463	61.3318	57.4254
Média	48.4136	61.9249	58.2192	61.3896	57.4318

Fonte: próprio autor

4.6.3 Erro médio absoluto

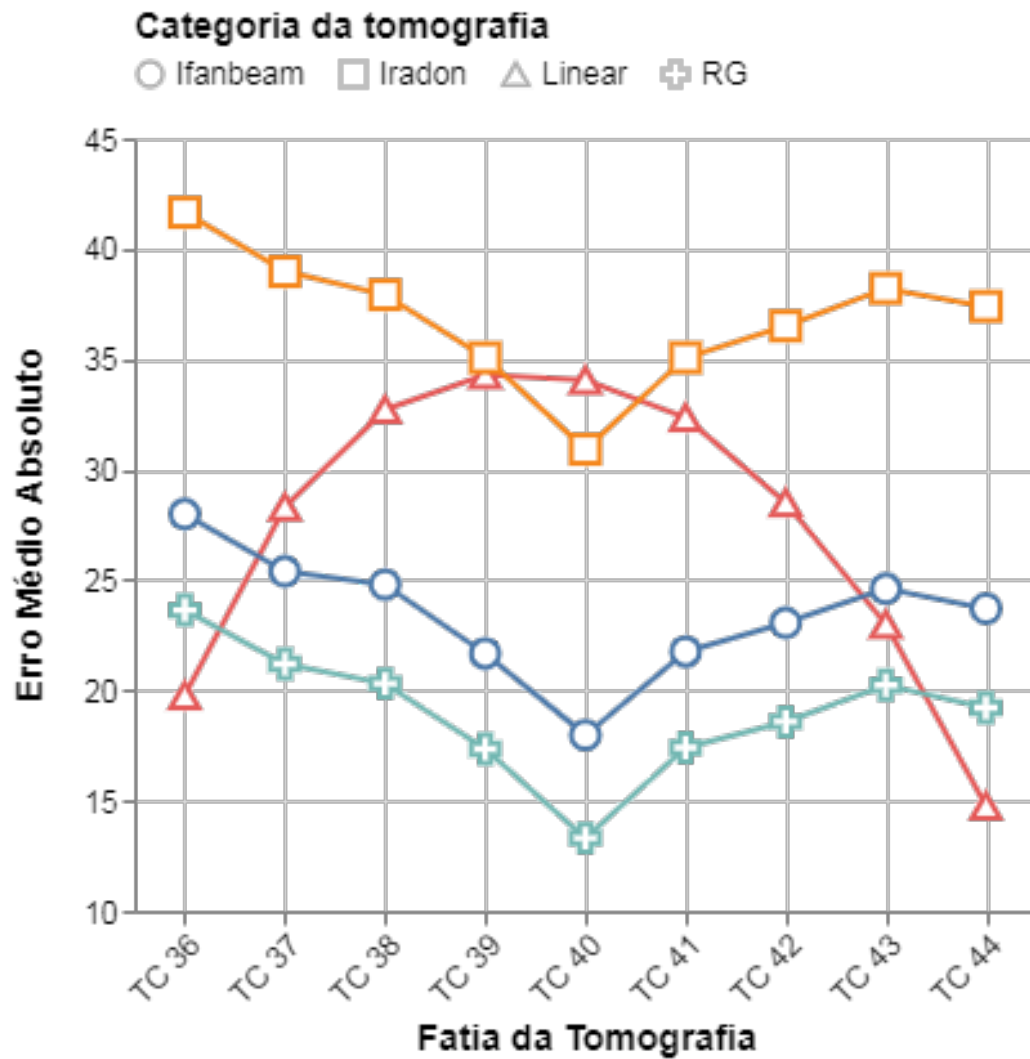
Na tabela 4.39 e na Figura 4.43, é observado que as tomografias computadorizadas reconstruídas possuem um baixo índice de erro médio absoluto, o que demonstra uma grande similaridade com as tomografias originais, sem ruído.

Novamente, as fatias de tomografias reconstruídas que estão nos extremos opostos do conjunto de dados (fatias 36 e 44) possuem um menor erro médio absoluto no método de interpolação linear, enquanto as fatias de tomografias reconstruídas intermediárias (fatias 35 à 43) obtiveram um menor índice de erro médio absoluto com o método de interpolação baseada em registro.

O formato da Figura 4.42 é similar ao formato das Figuras 4.41 e 4.42 . A interpolação baseada em registro (RG) obteve uma média do somatório dos erros médios absolutos próximo a 19,0283 sendo superior ao método de interpolação linear, que obteve uma média do

somatório dos erros médios absolutos próximo de 27,5313.

Figura 4.43: Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de nove fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 36 à 44



Fonte: próprio autor

Tabela 4.39: Valores dos erros médios absolutos dos métodos de reconstrução de nove fatias de tomografia computadorizada em comparação com a tomografia computadorizada original do conjunto 36 à 44

Fatia de TC	Erro Médio Absoluto				
	<i>Ruído</i>	<i>RG</i>	<i>Linear</i>	<i>Ifanbeam</i>	<i>Iradon</i>
36	146.5014	23.6391	19.7611	27.9855	41.6615
37	147.9950	21.1940	28.3129	25.3900	38.9841
38	150.8416	20.3110	32.7285	24.8009	37.9320
39	151.2253	17.3559	34.3007	21.6732	35.0725
40	150.7200	13.3081	34.0563	17.9745	30.9319
41	151.4574	17.4063	32.3635	21.7614	35.0769
42	151.7467	18.5829	28.5070	23.0594	36.5191
43	150.0260	20.2364	22.9949	24.6013	38.2129
44	152.1613	19.2212	14.7576	23.7091	37.3993
Média	150.2971	19.0283	27.5313	23.4394	36.8655

Fonte: próprio autor

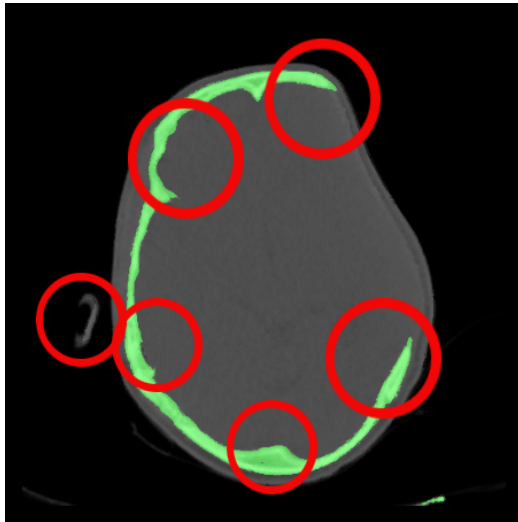
4.6.4 Avaliação qualitativa

Na avaliação qualitativa a seguir, para reconstrução de 9 fatias de TC foi utilizada a fatia 40 do *dataset* anterior.

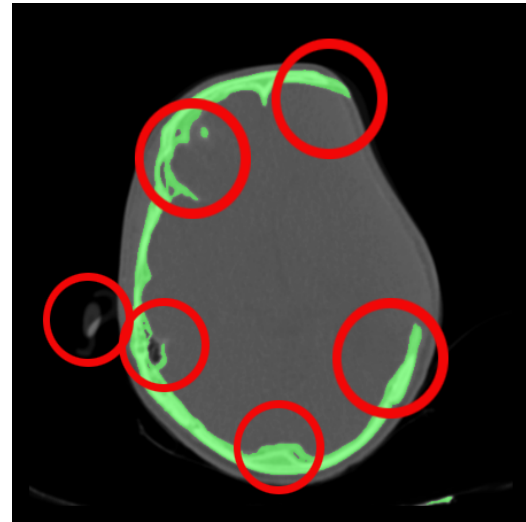
Observando os tecidos do corpo humano reconstruídos através dos métodos de reconstrução com interpolação linear e interpolação baseada em registro, nas áreas destacadas pelo círculo vermelho na Figura 4.44, observa-se que as áreas destacadas são mais similares na TC reconstruída com interpolação baseada em registro. Também é visto que a interpolação linear reconstruiu vários tecidos do corpo humano de forma incorreta.

Como ocorrido nos experimentos anteriores, a interpolação linear suavizou melhor as bordas dos tecidos da tomografia computadorizada em comparação com a interpolação baseada em registro.

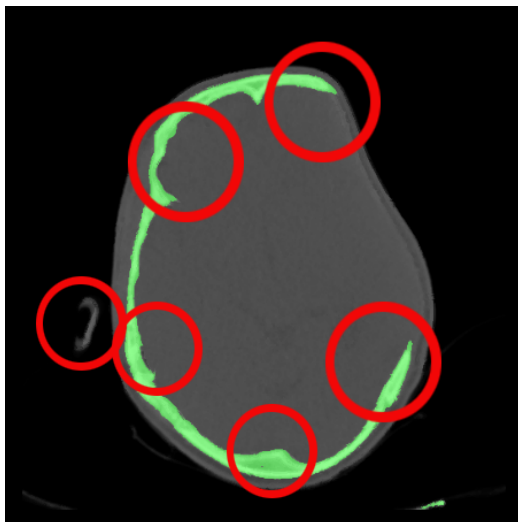
Figura 4.44: Análise qualitativa da reconstrução da TC de número 40



(a) Fatia 40 - original



(b) Fatia 40 - interpolação linear

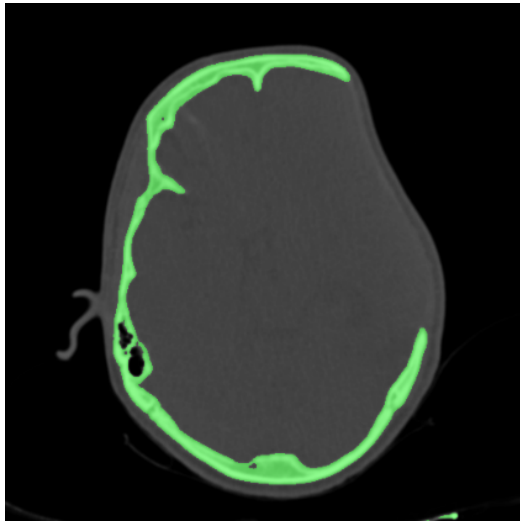


(c) Fatia 40 - interpolação baseada em registro

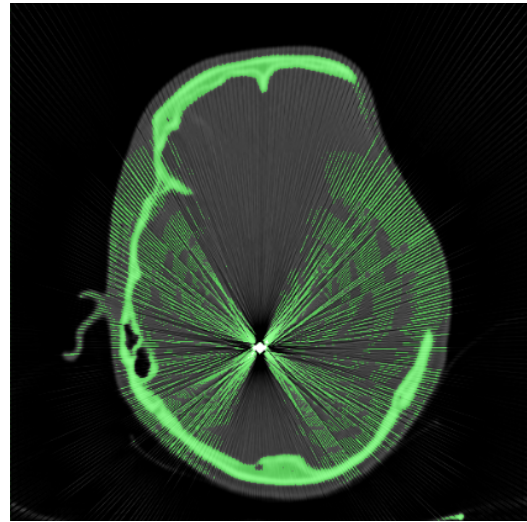
Fonte: do próprio autor

A seguir, temos as fatias de TC de número 36 até 44; (a) no formato original, (b) com ruído, (c) reconstruída com interpolação linear, (d) reconstruída com interpolação baseada em registro, como também a TC obtida pela (e) subtração da TC original pela TC reconstruída com interpolação linear e (f) a TC obtida pela subtração da TC original pela TC reconstruída com interpolação baseada em registro.

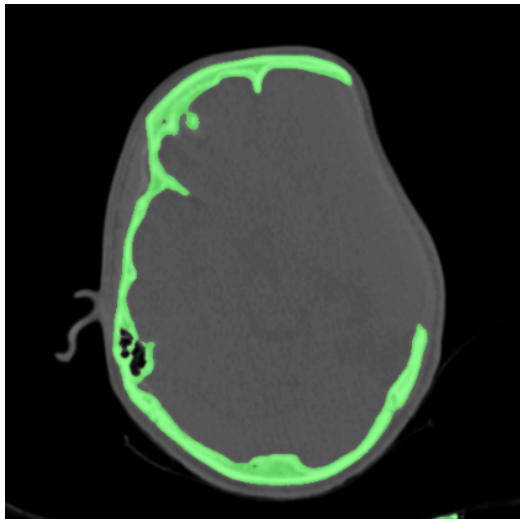
Figura 4.45: Reconstrução de nove fatias de TC - 36



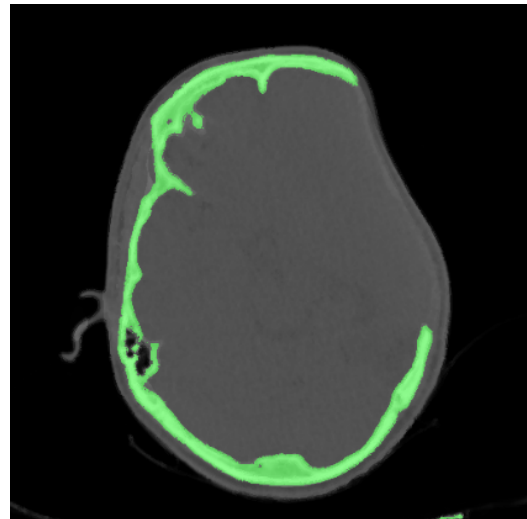
(a) Tomografia original - fatia 36



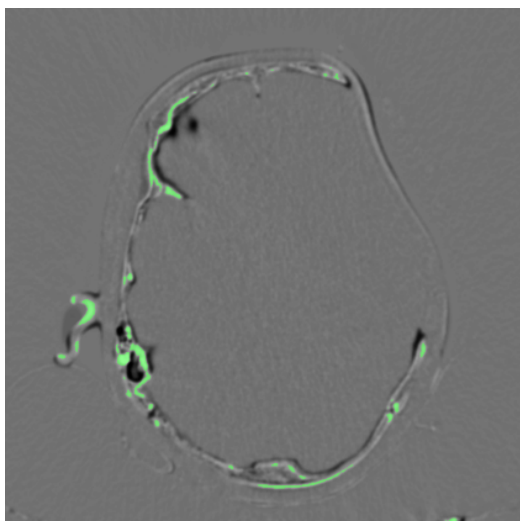
(b) Tomografia com ruído - fatia 36



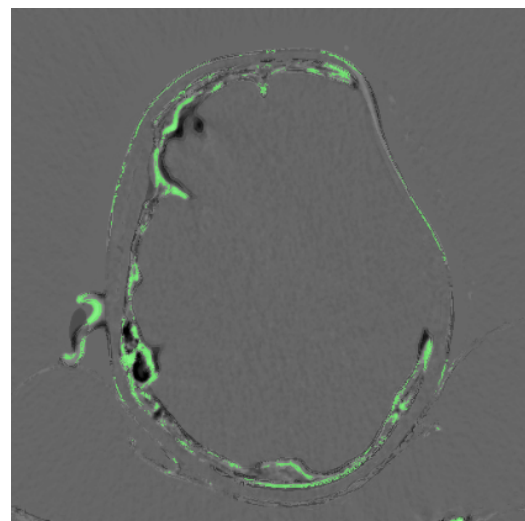
(c) Interpolação Linear - fatia 36



(d) Interpolação RG - fatia 36



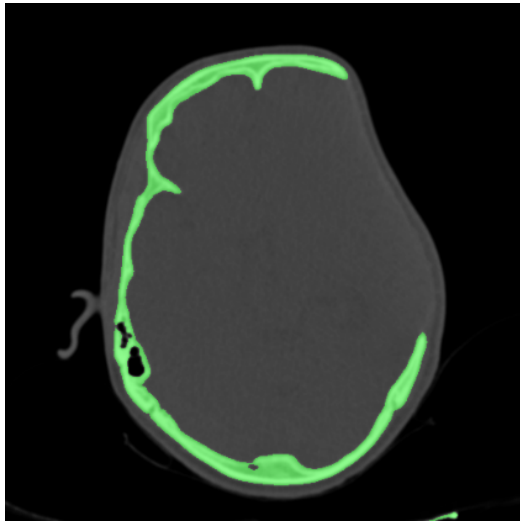
(e) Subtração da TC Linear - fatia 36



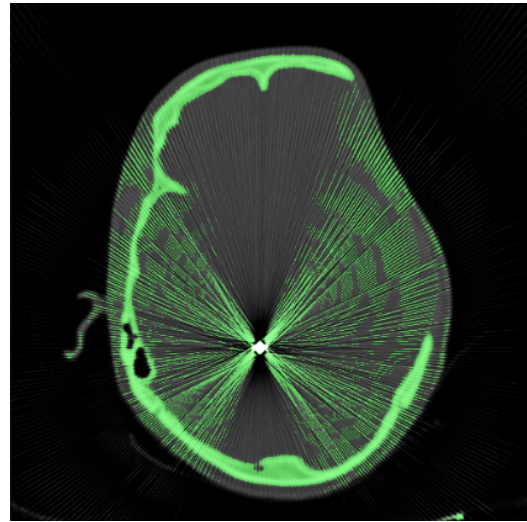
(f) Subtração da TC RG - fatia 36

Fonte: próprio autor

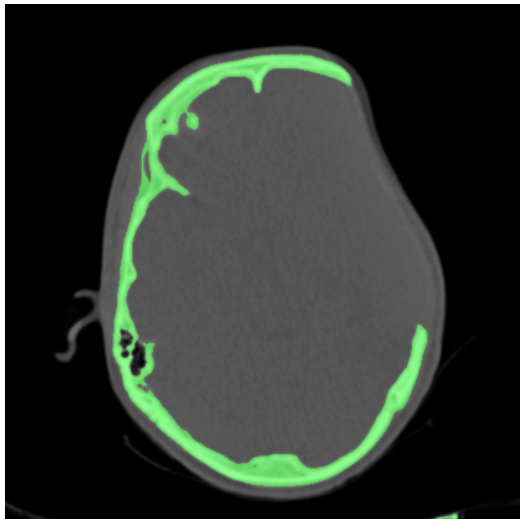
Figura 4.46: Reconstrução de nove fatias de TC - 37



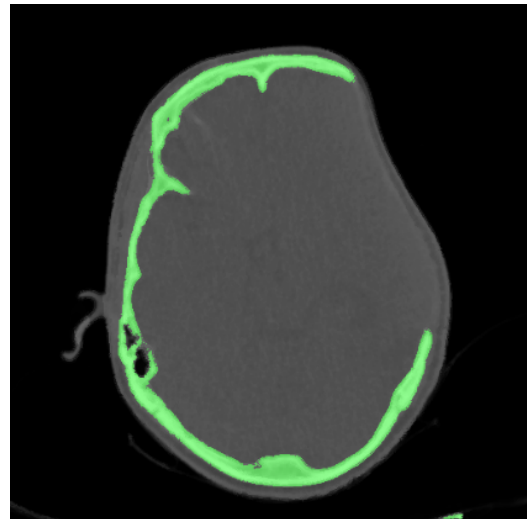
(a) Tomografia original - fatia 37



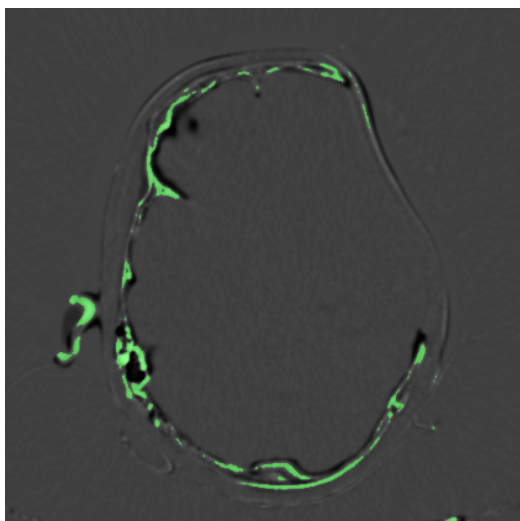
(b) Tomografia com ruído - fatia 37



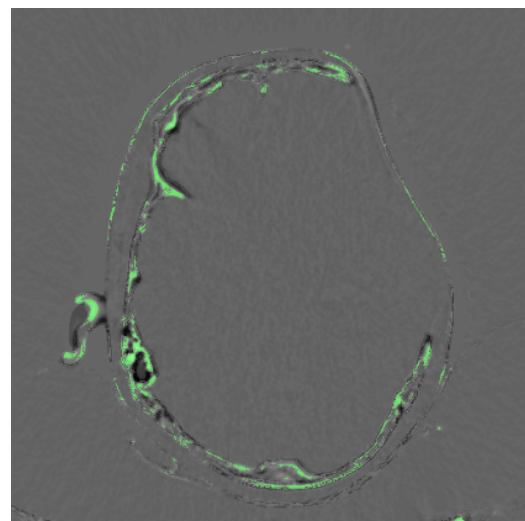
(c) Interpolação Linear - fatia 37



(d) Interpolação RG - fatia 37



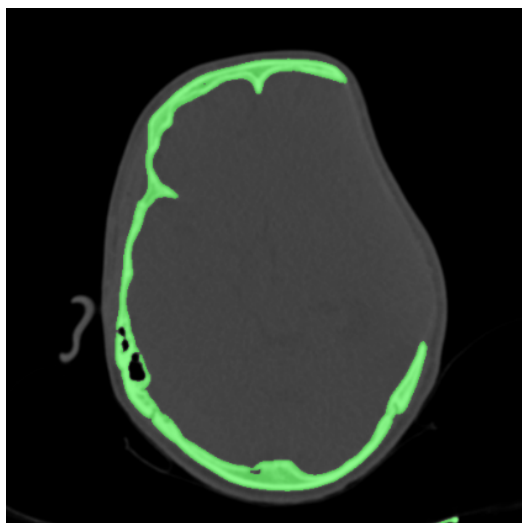
(e) Subtração da TC Linear - fatia 37



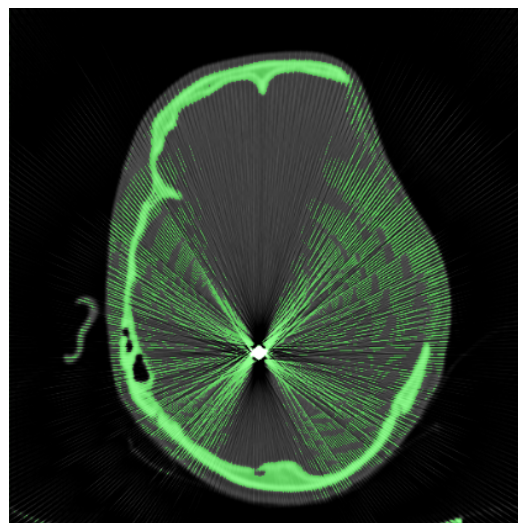
(f) Subtração da TC RG - fatia 37

Fonte: próprio autor

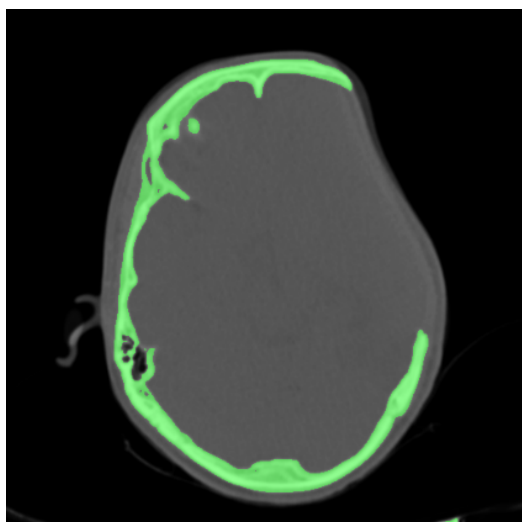
Figura 4.47: Reconstrução de nove fatias de TC - 38



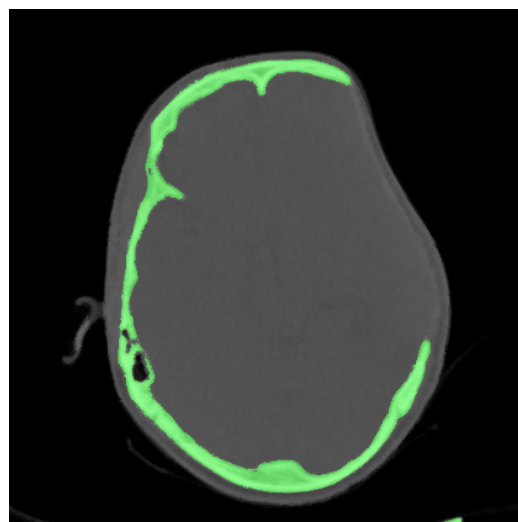
(a) Tomografia original - fatia 38



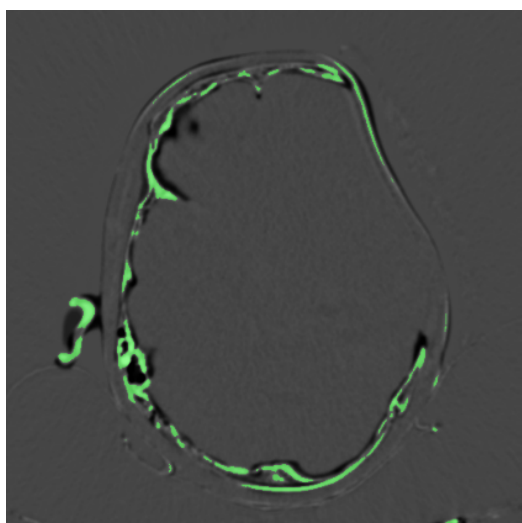
(b) Tomografia com ruído - fatia 38



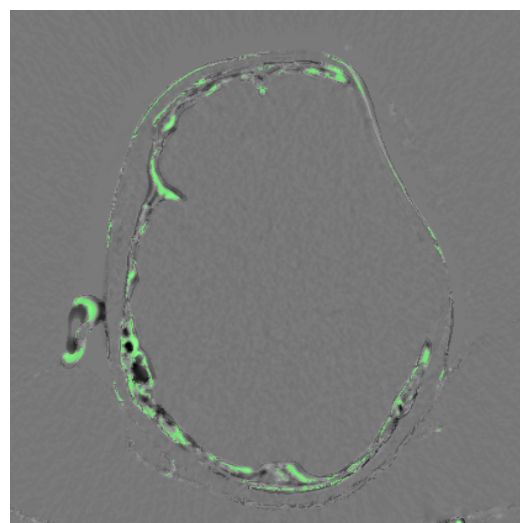
(c) Interpolação Linear - fatia 38



(d) Interpolação RG - fatia 38



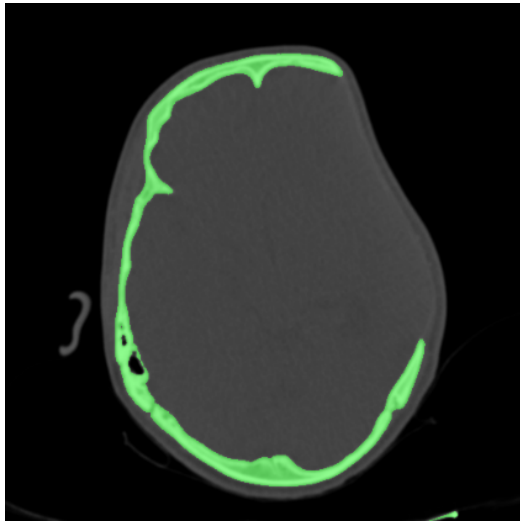
(e) Subtração da TC Linear - fatia 38



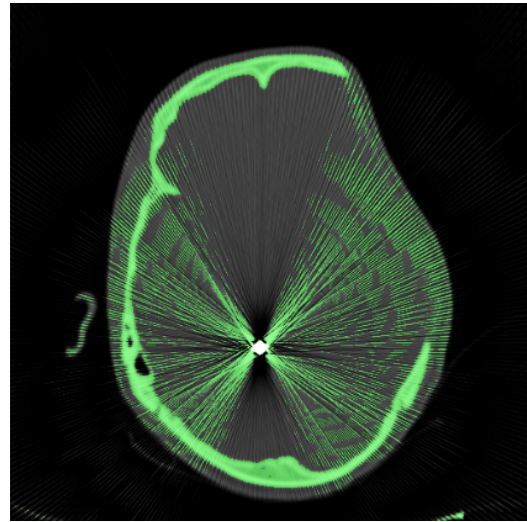
(f) Subtração da TC RG - fatia 38

Fonte: próprio autor

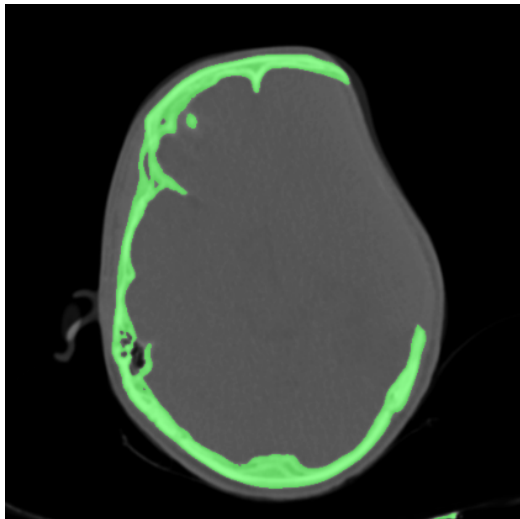
Figura 4.48: Reconstrução de nove fatias de TC - 39



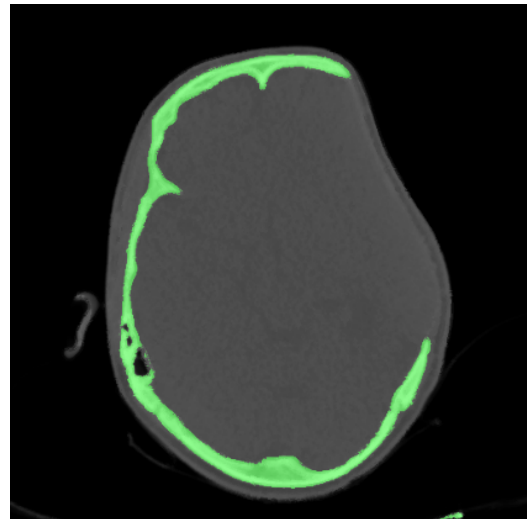
(a) Tomografia original - fatia 39



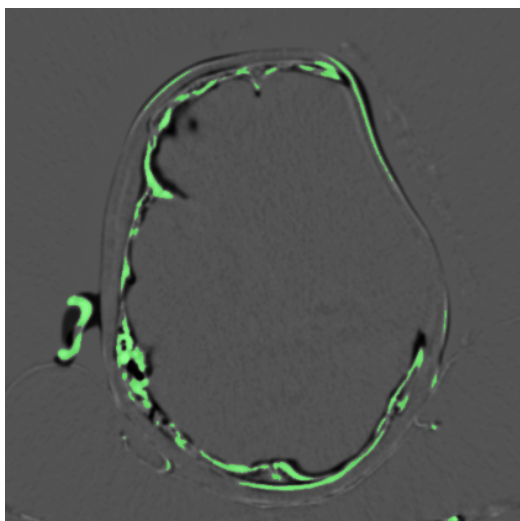
(b) Tomografia com ruído - fatia 39



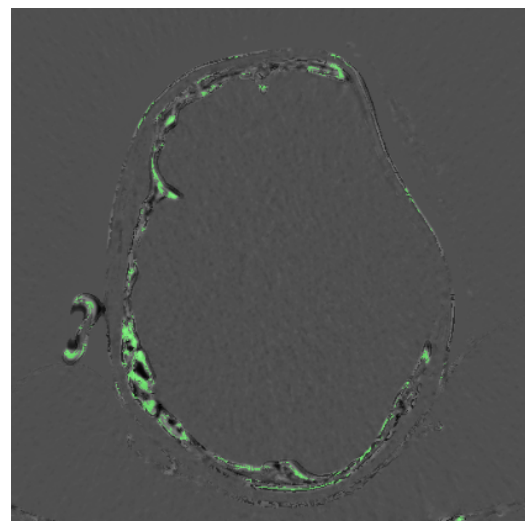
(c) Interpolação Linear - fatia 39



(d) Interpolação RG - fatia 39



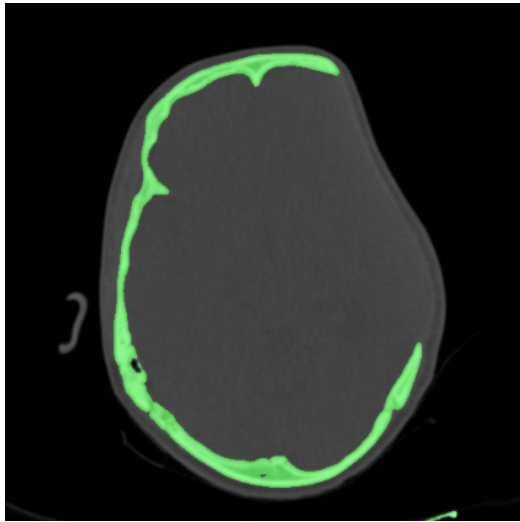
(e) Subtração da TC Linear - fatia 39



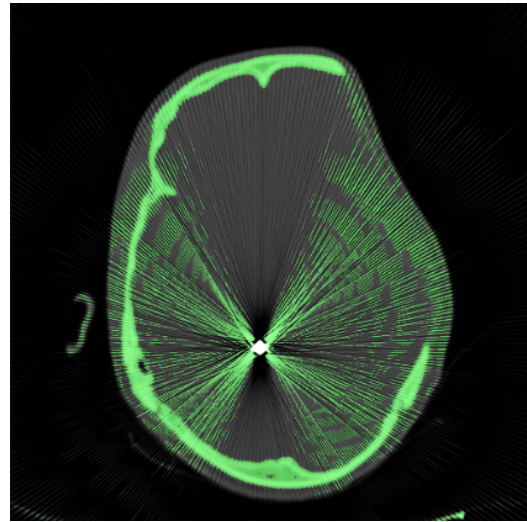
(f) Subtração da TC RG - fatia 39

Fonte: próprio autor

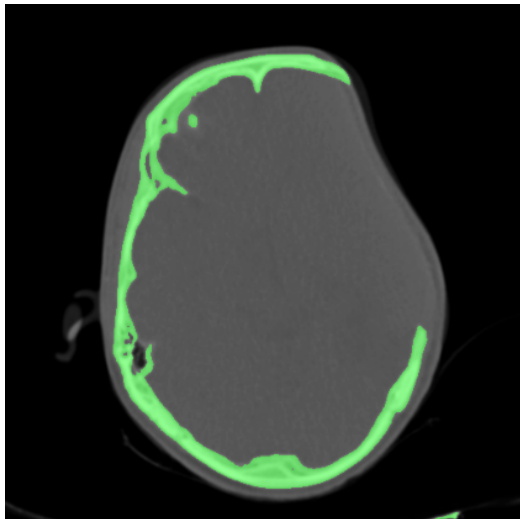
Figura 4.49: Reconstrução de nove fatias de TC - 40



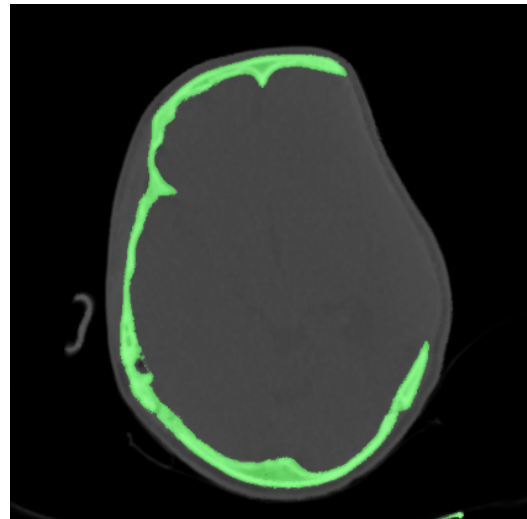
(a) Tomografia original - fatia 40



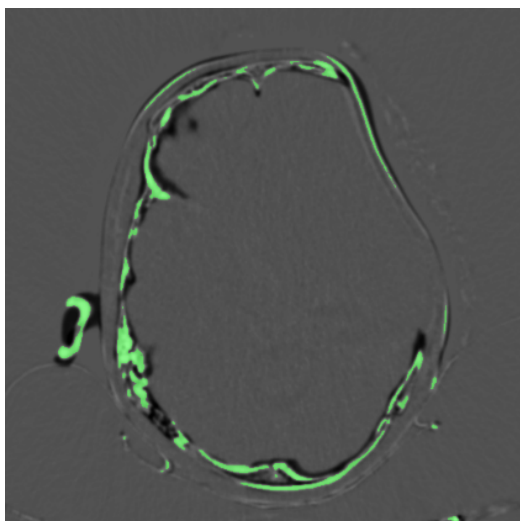
(b) Tomografia com ruído - fatia 40



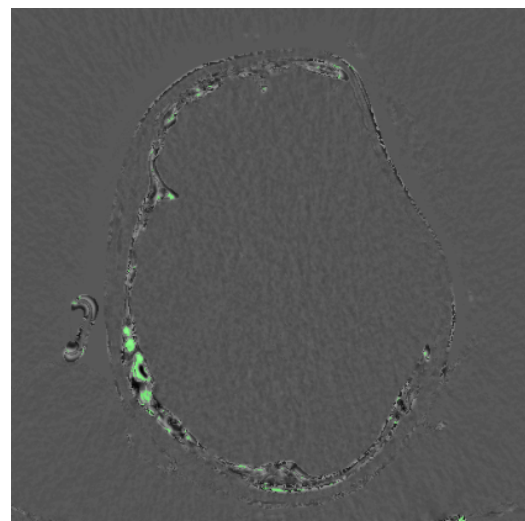
(c) Interpolação Linear - fatia 40



(d) Interpolação RG - fatia 40



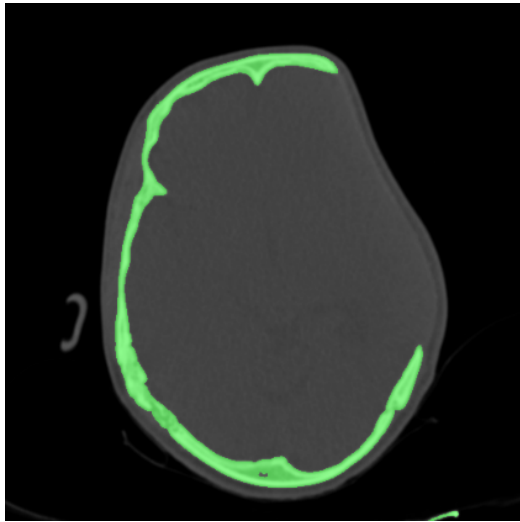
(e) Subtração da TC Linear - fatia 40



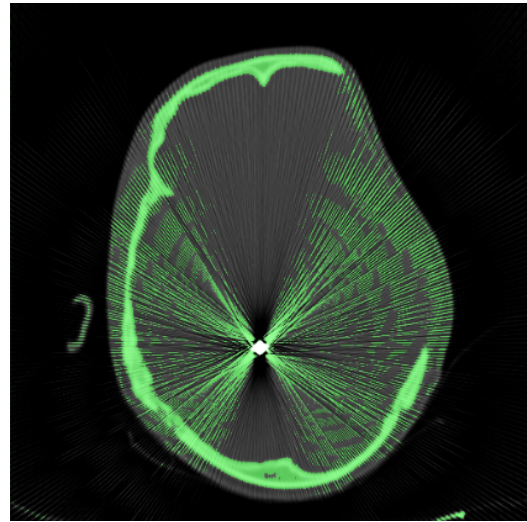
(f) Subtração da TC RG - fatia 40

Fonte: próprio autor

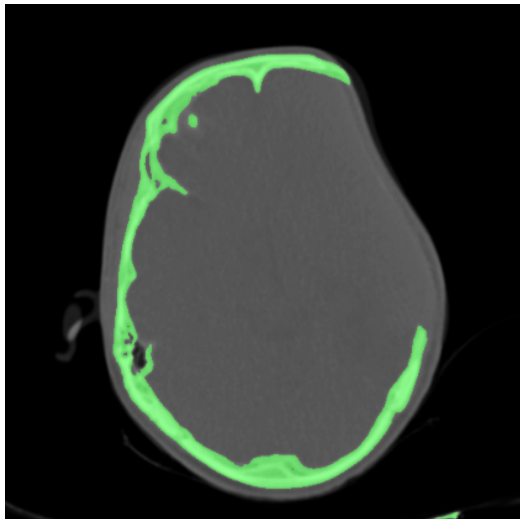
Figura 4.50: Reconstrução de nove fatias de TC - 41



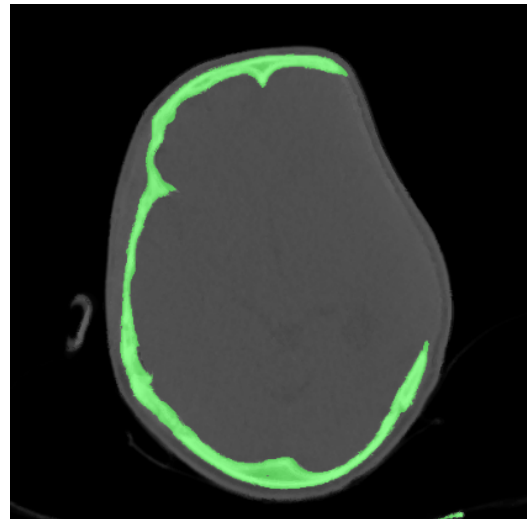
(a) Tomografia original - fatia 41



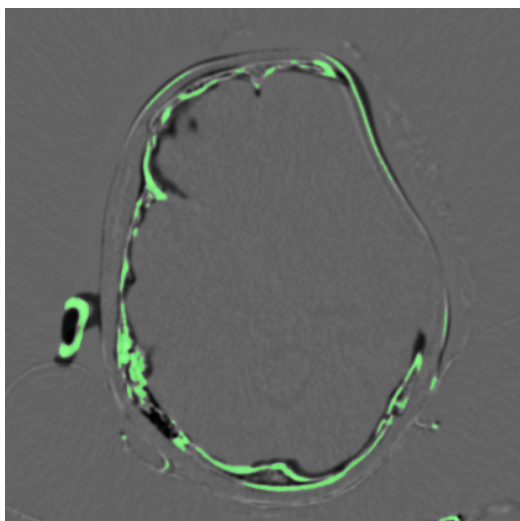
(b) Tomografia com ruído - fatia 41



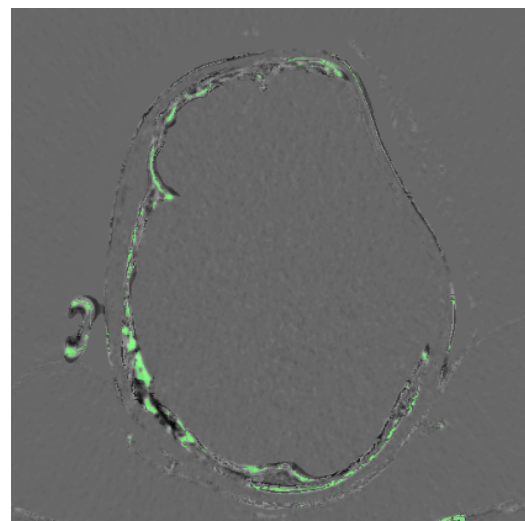
(c) Interpolação Linear - fatia 41



(d) Interpolação RG - fatia 41



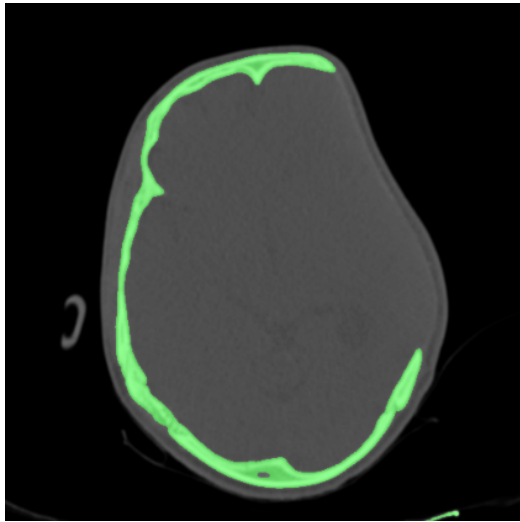
(e) Subtração da TC Linear - fatia 41



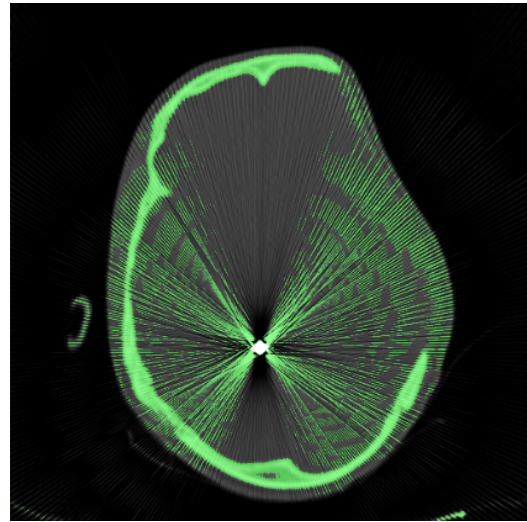
(f) Subtração da TC RG - fatia 41

Fonte: próprio autor

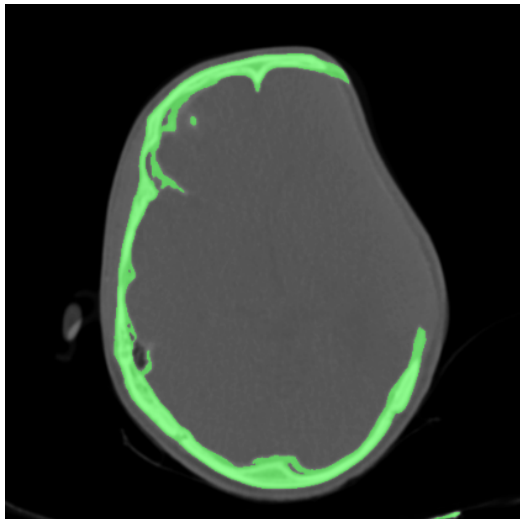
Figura 4.51: Reconstrução de nove fatias de TC - 42



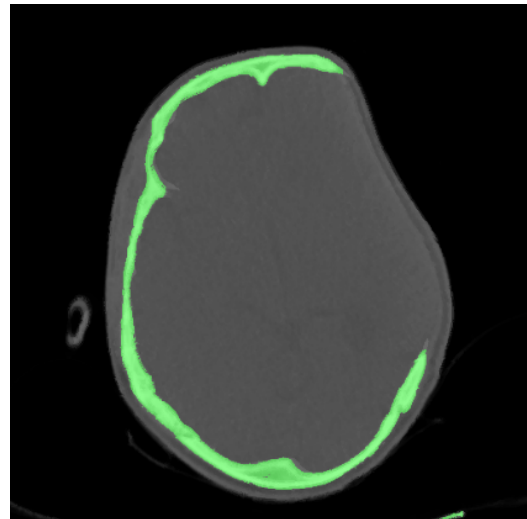
(a) Tomografia original - fatia 42



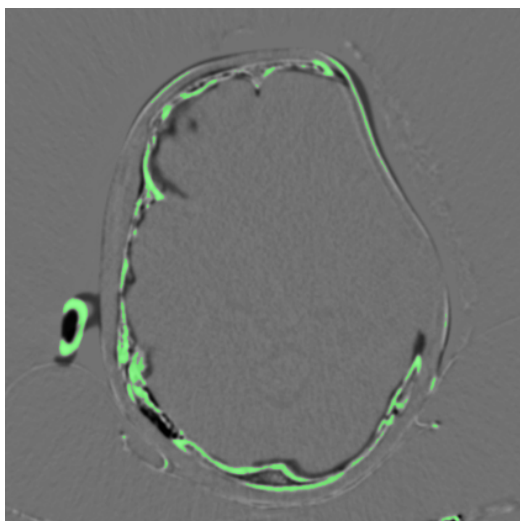
(b) Tomografia com ruído - fatia 42



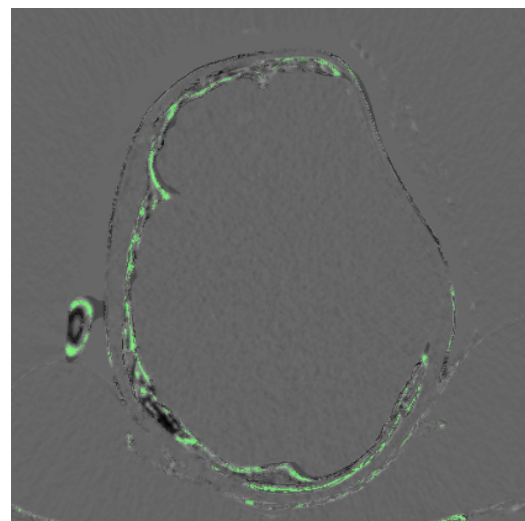
(c) Interpolação Linear - fatia 42



(d) Interpolação RG - fatia 42



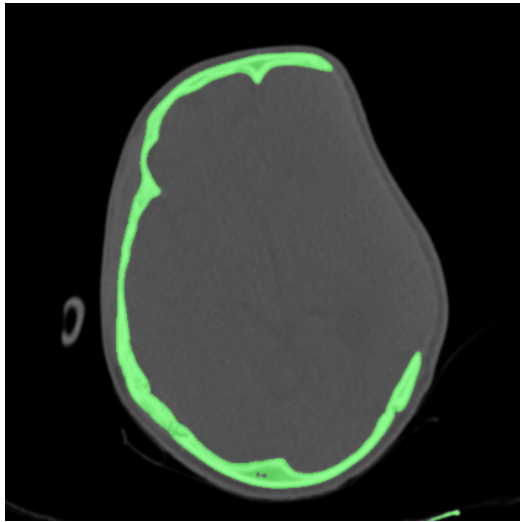
(e) Subtração da TC Linear - fatia 42



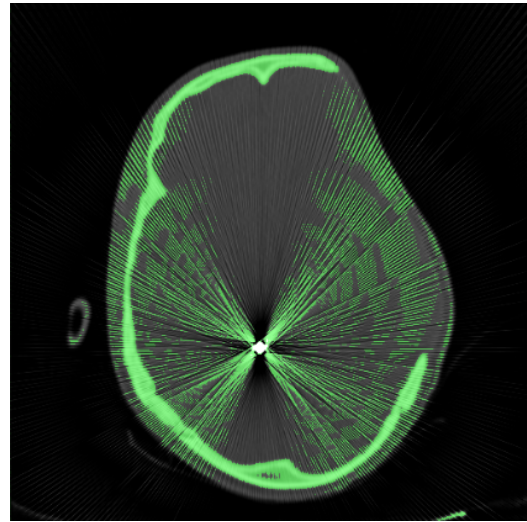
(f) Subtração da TC RG - fatia 42

Fonte: próprio autor

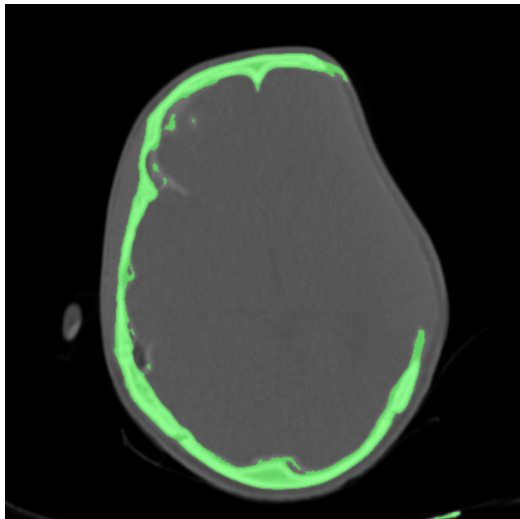
Figura 4.52: Reconstrução de nove fatias de TC - 43



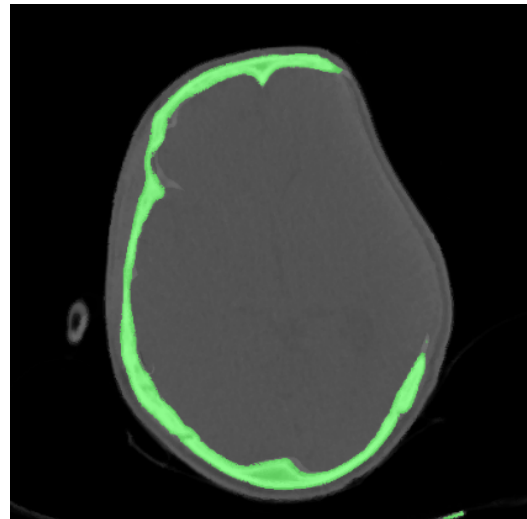
(a) Tomografia original - fatia 43



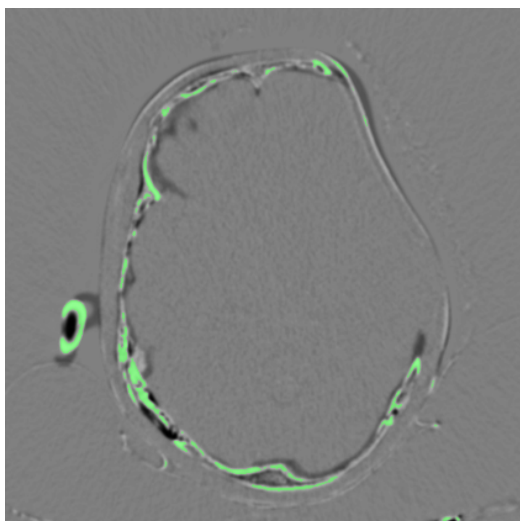
(b) Tomografia com ruído - fatia 43



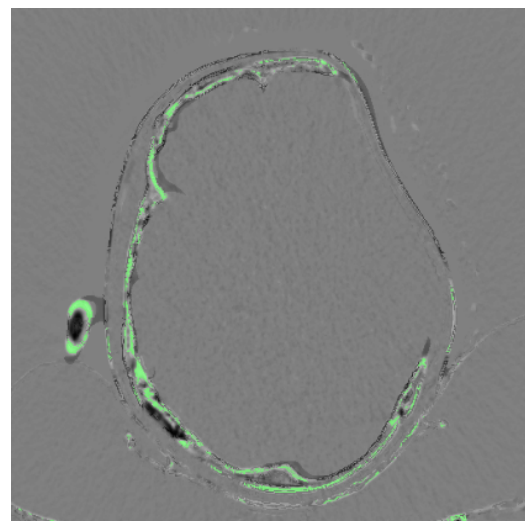
(c) Interpolação Linear - fatia 43



(d) Interpolação RG - fatia 43



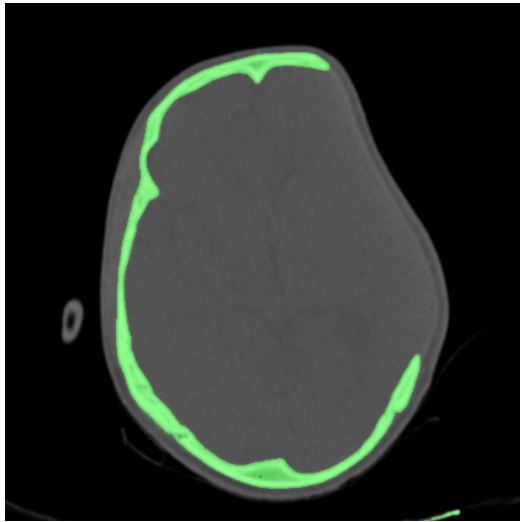
(e) Subtração da TC Linear - fatia 43



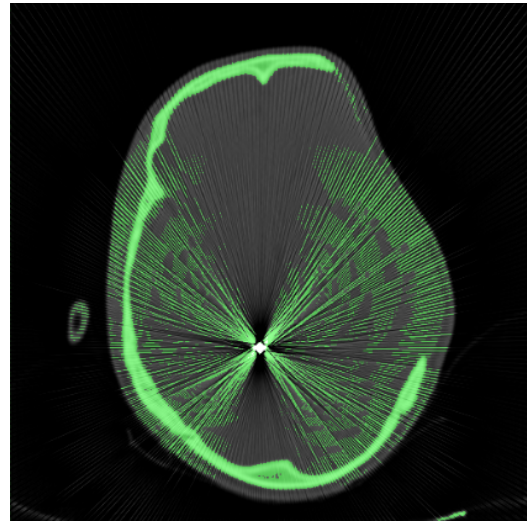
(f) Subtração da TC RG - fatia 43

Fonte: próprio autor

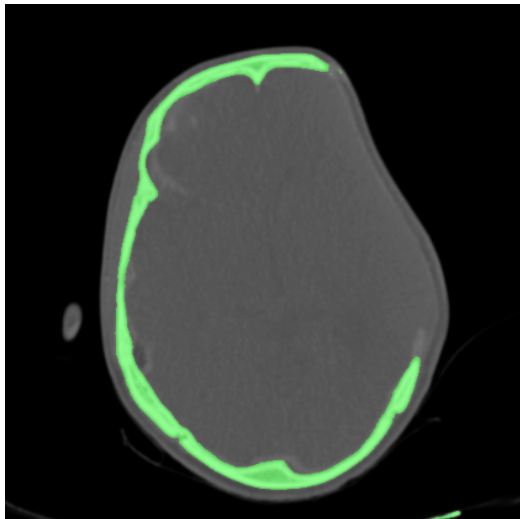
Figura 4.53: Reconstrução de nove fatias de TC - 44



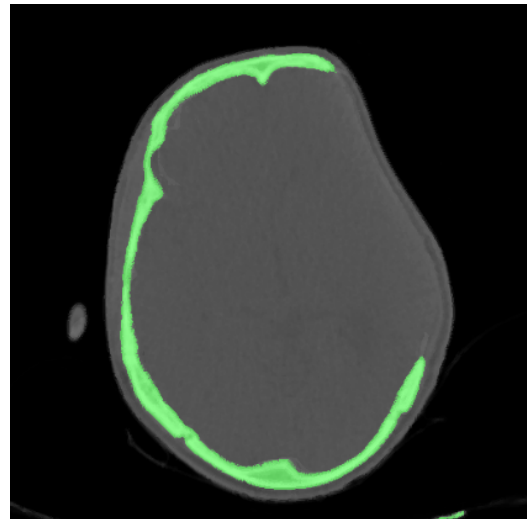
(a) Tomografia original - fatia 44



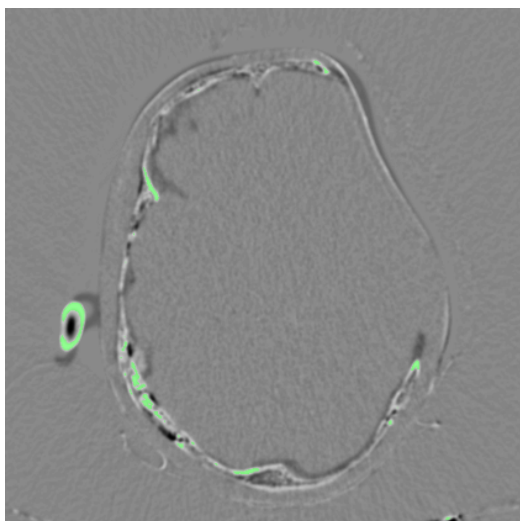
(b) Tomografia com ruído - fatia 44



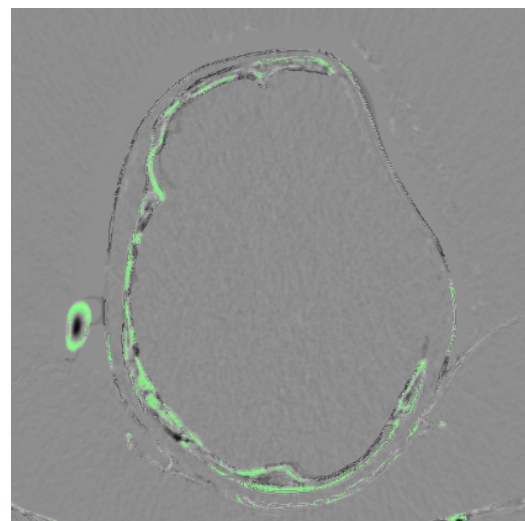
(c) Interpolação Linear - fatia 44



(d) Interpolação RG - fatia 44



(e) Subtração da TC Linear - fatia 44



(f) Subtração da TC RG - fatia 44

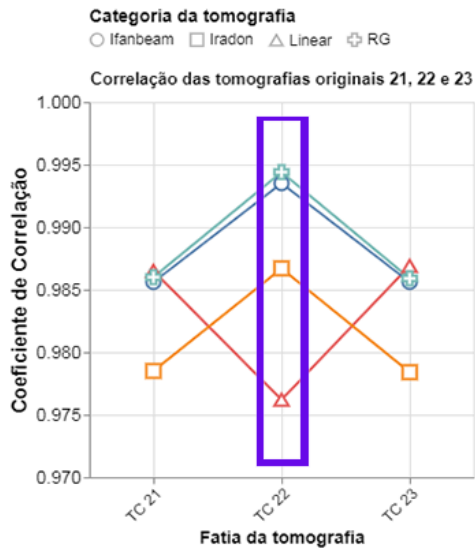
Fonte: próprio autor

4.7 Discussão

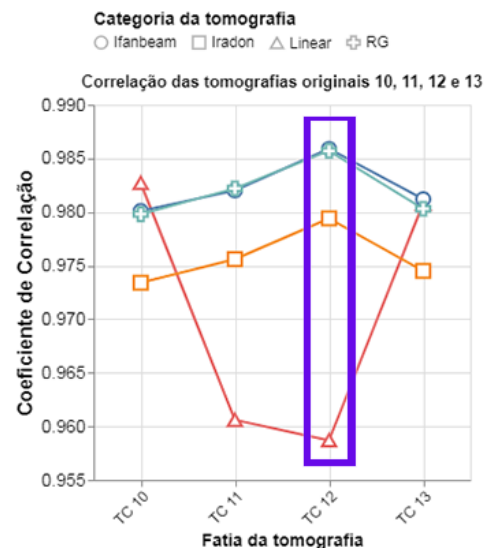
O método proposto nesta dissertação é recente comparado a outras técnicas aplicadas na área de redução de artefatos metálicos em tomografias computadorizadas explicitadas por Gjestebj et al. (2016) na Tabela 1.1, por isso, são necessários estudos para determinar quais são os fatores que implicariam a determinar o número mínimo e o número máximo de fatias que seriam viáveis para reconstrução em determinado *dataset*.

Observamos nos experimentos que a partir da reconstrução de no mínimo três fatias consecutivas, a fatia localizada na mediana do intervalo é a mais semelhante, em relação às fatias originais (sem ruído) em todas as métricas de qualidade utilizadas nesta dissertação, como observado na Figura 4.54, destacado em lilás. Esta constatação está em concordância com Pires (2007), que chegou à conclusão, em um de seus testes, de que a terceira fatia da tomografia computadorizada de cinco fatias de tomografia reconstruída deve ser a mais semelhante possível com a fatia correspondente removida inicialmente.

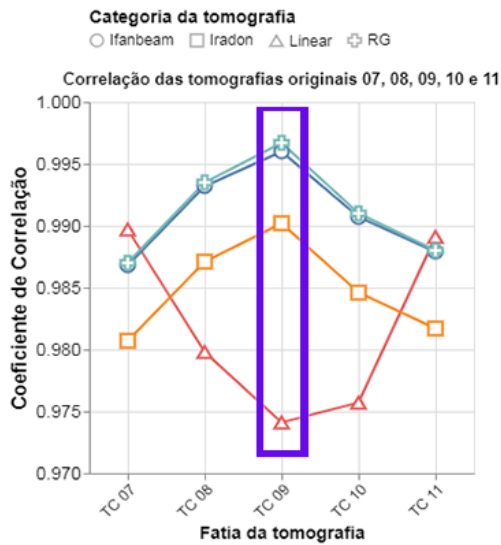
Figura 4.54: Similaridade das fatias intermediárias reconstruídas de 3, 4, 5 e 9 fatias; destacadas pelo retângulo lilás



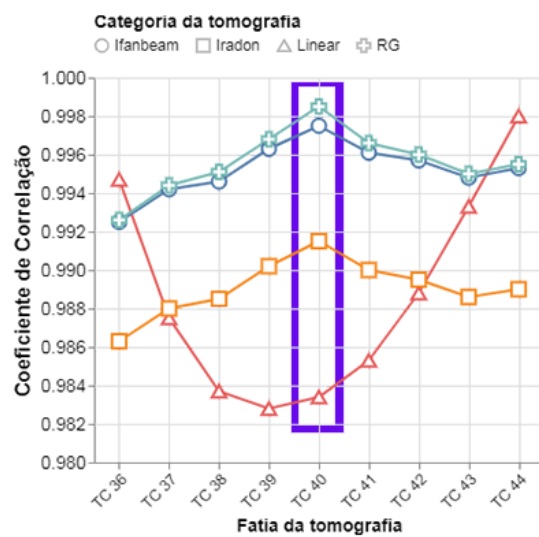
(a) Fatia intermediária do experimento de reconstrução de três fatias de TC



(b) Fatia intermediária do experimento de reconstrução de quatro fatias de TC



(c) Fatia intermediária do experimento de reconstrução de cinco fatias de TC

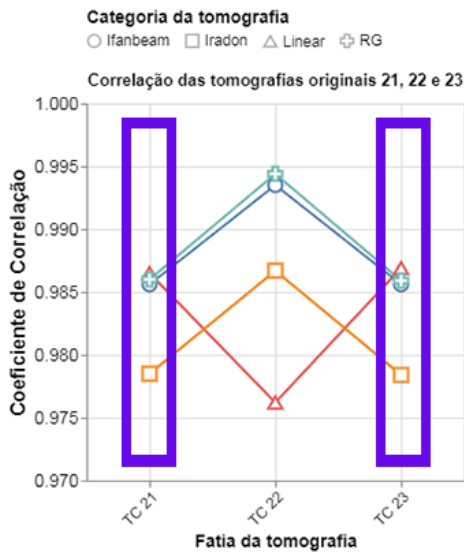


(d) Fatia intermediária do experimento de reconstrução de nove fatias de TC

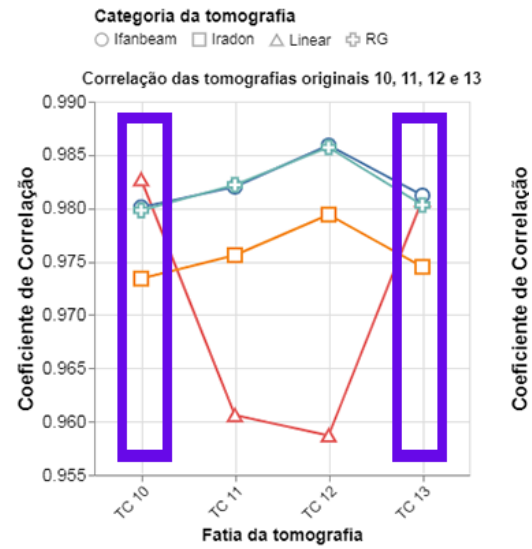
Fonte: próprio autor

Outra observação, já relatada anteriormente no capítulo dos resultados, foi constatado que as imagens de tomografia computadorizada reconstruídas com a interpolação linear tridimensional que estão nas extremidades dos intervalos, possuem maior similaridade com a fatia de TC original em todas as métricas de qualidade, como observado na Figura 4.55, destacado em lilás.

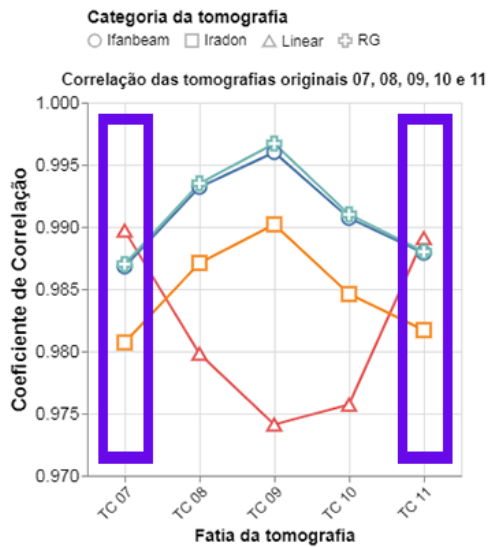
Figura 4.55: Similaridade das fatias das extremidades reconstruídas de 3, 4, 5 e 9 fatias; destacadas pelo retângulo lilás



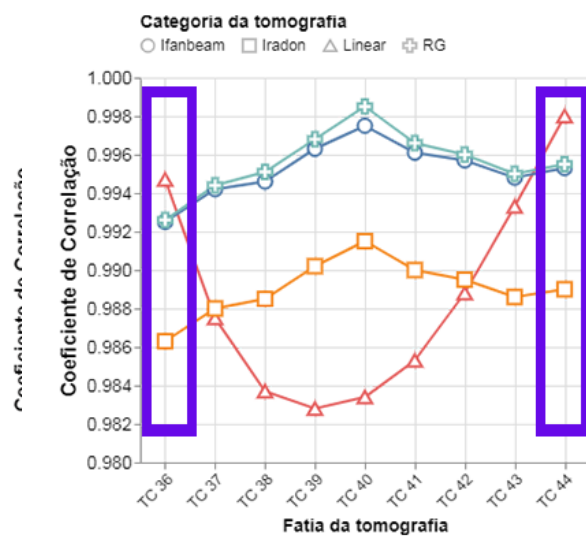
(a) Fatias das extremidades do experimento de re-construção de três fatias de TC



(b) Fatias das extremidades do experimento de re-construção de quatro fatias de TC



(c) Fatias das extremidades do experimento de re-construção de cinco fatias de TC



(d) Fatias das extremidades do experimento de re-construção de nove fatias de TC

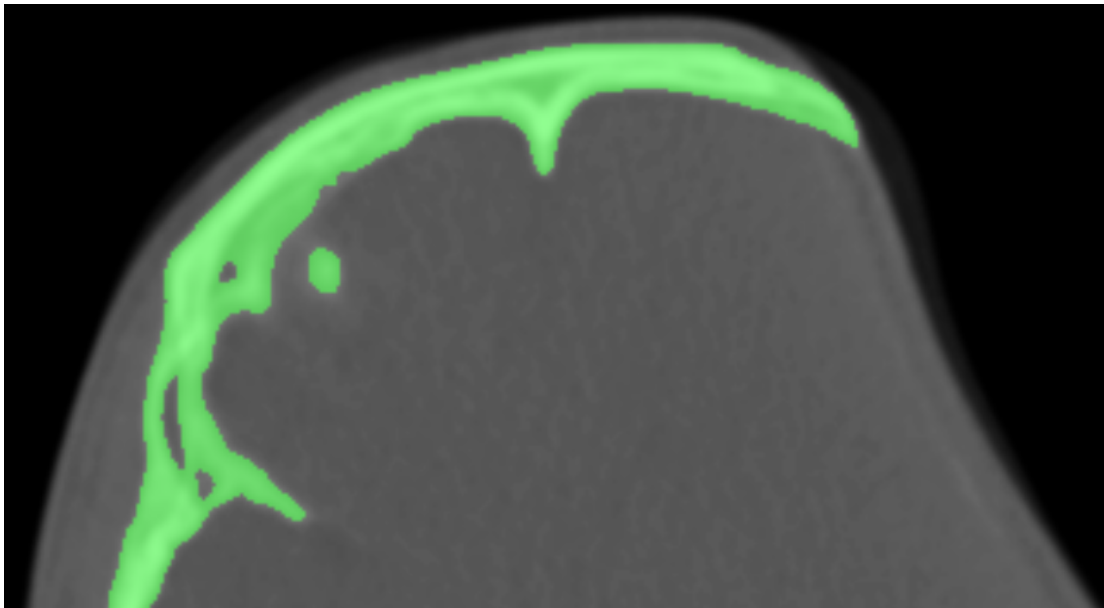
Fonte: próprio autor

Sabendo-se que as fatias das extremidades reconstruídas com interpolação linear tridimensional tem maior similaridade com a original e que as fatias intermediárias reconstruídas com o método proposto nesta dissertação, um método híbrido em união dessas duas observações pode ser utilizado na reconstrução de TC afetadas por artefatos metálicos.

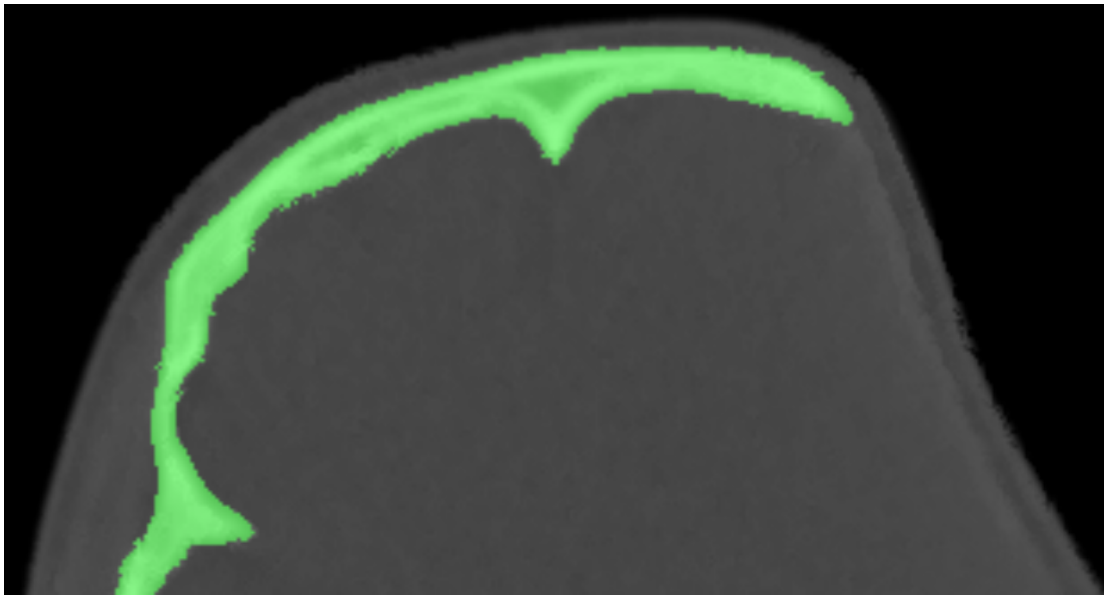
O método de interpolação tridimensional, causa o efeito de *aliasing*, que ocorre em re-

giões onde há mudanças bruscas de intensidade. A interpolação linear tridimensional suavizou com mais eficiência as bordas dos componentes da TC, mas na interpolação baseada em registro, o efeito de *aliasing* foi mais atenuado em relação a interpolação linear, como visto na Figura 4.56.

Figura 4.56: Efeito de *aliasing* nas fatias de tomografias computadorizadas reconstruídas



(a) Parte da fatia 40 do experimento da reconstrução de nove fatias consecutivas com interpolação linear



(b) Parte da fatia 40 do experimento da reconstrução de nove fatias consecutivas com interpolação baseada em registro

Fonte: próprio autor

Capítulo 5

Conclusões

A visualização e utilização de imagens de tomografia computadorizada em duas ou três dimensões ajuda no diagnóstico médico e na eficácia de tratamentos.

Neste contexto, esta dissertação propôs um método para reconstrução de tomografias computadorizadas afetadas por artefatos metálicos utilizando interpolação tridimensional baseada em registro.

Primeiramente, foi necessário construir uma função para inserção de artefatos metálicos em tomografias computadorizadas, como descrito no Apêndice A, devido que na literatura atual, não foram encontrados *datasets* públicos de tomografia computadorizada com artefatos metálicos. Consecutivamente, foram utilizados os dados das TC originais, das TC com artefato metálicos e das TC reconstruídas com os métodos de interpolação para análise do método proposto em comparação com a interpolação linear tridimensional clássica.

Os resultados da redução de artefatos metálicos por interpolação tridimensional baseada em registro em tomografia computadorizada mostram que o método proposto foi mais eficiente em relação a interpolação tridimensional clássica quanto as métricas do coeficiente de correlação, PSNR e erro médio absoluto; a partir da reconstrução de no mínimo 3 fatias de tomografia computadorizadas.

A partir da reconstrução de no mínimo 3 fatias de TC, foi observado que a interpolação linear construiu tecidos de estruturas do corpo humano que não estavam presentes na TC original (sem ruído). Em relação a interpolação baseada em registro, é necessária a utilização de funções para suavização das bordas dos tecidos do corpo humano.

O método proposto é recente em comparação a outras técnicas de redução de artefatos

metálicos, devido a isto, são propostas como pesquisas futuras:

- Um estudo para estabelecer o número máximo de fatias de TC que sejam viáveis para reconstrução com o método de interpolação baseada em registro;
- Utilização de filtros ou métodos para suavização das bordas dos componentes de uma tomografia computadorizada;
- Utilização de outros métodos para o *matching* de duas fatias de TC utilizando redes neurais.

Referências Bibliográficas

AGARWAL, S. et al. Three dimensional image reconstruction using interpolation of distance and image registration. In: *2015 International Conference on Computer, Communication and Control (IC4)*. [S.l.: s.n.], 2015. p. 1–5.

ARATHI, T.; PARAMESWARAN, L.; SOMAN, K. P. A study of reconstruction algorithms in computerized tomographic images. In: *Proceedings of the 1st Amrita ACM-W Celebration on Women in Computing in India*. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, 2010. (A2CWIC '10). ISBN 9781450301947. Disponível em: <<https://doi.org/10.1145/1858378.1858447>>.

ARTAL, P. *Handbook of Visual Optics: Instrumentation and Vision Correction*. [S.l.]: CRC Press, 2017. ISBN 978-1482237863.

CAVALCANTI, M. G. P. *Tomografia computadorizada por Feixe Cônico: interpretação e diagnóstico para o Cirurgião-dentista*. 1. ed. [S.l.]: Editora Santos, 2010. ISBN 9788572888233.

CAVALCANTI, M. G. P. *Tomografia computadorizada por Feixe Cônico: interpretação e diagnóstico para o Cirurgião-dentista*. 2. ed. [S.l.]: Editora Santos, 2014. ISBN 9788541203616.

ESCOTT, E. J.; RUBINSTEIN, D. Free dicom image viewing and processing software for your desktop computer: What's available and what it can do for you. *RadioGraphics*, v. 23, n. 5, p. 1341–1357, 5 2003.

ESSAF, F. et al. Review on deep learning methods used for computer-aided lung cancer detection and diagnosis. In: *Proceedings of the 2019 2nd International Conference on Algorithms, Computing and Artificial Intelligence*. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, 2019. (ACAI 2019), p. 104–111. ISBN 9781450372619. Disponível em: <<https://doi.org/10.1145/3377713.3377732>>.

Food and Drugs Administration. *Computed Tomography (CT)*. [S.l.], 2019. Disponível em: <<https://www.fda.gov/radiation-emitting-products/medical-x-ray-imaging/computed-tomography-ct>>.

GARIB, D. G. et al. Tomografia computadorizada de feixe cônico (cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na ortodontia. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, v. 12, n. 2, p. 139–156, 4 2007.

GJESTEBY, L. et al. Metal artifact reduction in ct: Where are we after four decades? *IEEE Access*, v. 4, p. 5826 – 5849, 9 2016.

- GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. C. *Processamento digital de imagens*. 3. ed. [S.l.]: Prentice Hall, 2010. ISBN 9788581435862.
- GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. *Digital Image Processing*. 2. ed. [S.l.]: Prentice Hall, 2002. ISBN 9780201180756.
- GOSHTASBY, A.; TURNER, D. A.; ACKERMAN, L. V. Matching of tomographic slices for interpolation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 11, n. 4, 1992.
- GRAY, W. A. et al. Implications of dental artifacts on radiotherapy planning for head and neck cancer. *Multidisciplinary Head and Neck Cancer Symposium*, 1 2012.
- GREVERA, G. J.; UDUPA, J. K. An objective comparison of 3-d image interpolation methods. *IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING*, v. 17, n. 4, p. 642–652, 8 1998.
- HIRIYANNAIAH, H. P. X-ray computed tomography for medical imaging. *IEEE Signal Processing Magazine*, v. 14, n. 2, p. 42–59, 1997.
- HSIEH, J. *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*. 2. ed. [S.l.]: Editora Spies, 2009. ISBN 9780819475336.
- International Organization for Standardization. *ISO 12052:2017 Health informatics — Digital imaging and communication in medicine (DICOM) including workflow and data management*. [S.l.], 2017. Disponível em: <<https://www.iso.org/standard/72941.html>>.
- KAK, A. C.; SLANEY, M. *Principles of Computerized Tomography Imaging*. 1. ed. [S.l.]: IEEE Press, 1999. ISBN O-87942-198-3.
- LEHMANN, T. M.; GONNER, C.; SPITZER, K. Survey: interpolation methods in medical image processing. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 18, n. 11, p. 1049–1075, 1999.
- LISLE, D. A. *Imaging for Students Fourth Edition*. 4. ed. [S.l.]: CRC Press, 2012. ISBN 978-1444121827.
- MANDAL, J. et al. *Information Systems Design and Intelligent Applications*. [S.l.]: Springer, 2015. ISBN 978-81-322-2247-7.
- MATHWORKS. *Reconstructing an Image from Projection Data*. Mathworks. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/help/images/reconstructing-an-image-from-projection-data.html>>. Acesso em: 10 jun 2020.
- MOUTON, A. et al. An experimental survey of metal artefact reduction in computed tomography. *Journal of X-ray science and technology*, v. 21, n. 2, p. 193–226, 4 2013.
- NATTERER, F. Sampling in fan beam tomography. *SIAM Journal on Applied Mathematics*, v. 53, n. 2, p. 358–380, 1993.
- NEUBERT, A. et al. Constrained reverse diffusion for thick slice interpolation of 3d volumetric mri. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, v. 36, n. 2, p. 130–138, 3 2012.

- PAULINO, J. A. S. *Desenvolvimento de um protótipo para automatizar restauração de imagens de tomografias computadorizadas*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Estadual da Paraíba, 2017.
- PEDRINI, H.; SCHWARTZ, W. R. *Análise de imagens digitais: princípios, algoritmos e aplicações*. 1. ed. [S.l.]: Editora Thomsom Learning, 2008. ISBN 9788522105953.
- PENNEY, G. P. et al. Registration-based interpolation. *IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING*, v. 23, n. 7, p. 922–926, 7 2004.
- PIRES, S. et al. Interpolação em 3d de imagens de tomografia computadorizada usando equações diferenciais. *Tendências em Matemática Aplicada e Computacional*, v. 9, n. 3, p. 459–469, 2008.
- PIRES, S. R. *Interpolação tridimensional de imagens de tomografia computadorizada utilizando equações diferenciais parciais*. Tese (Doutorado) — Universidade de Uberlândia, 2 2007.
- POLUDNIOWSKI, G. G.; EVANS, P. M.; WEBB, S. Cone beam computed tomography number errors and consequences for radiotherapy planning: An investigation of correction methods. *International journal of radiation oncology, biology, physics*, v. 84, n. 1, p. 109–114, 2 2012.
- RADON, J. Über die bestimmung von funktinen durch ihre integralwerte langs gewisser mannigfaltigkeiten. *Ber. Verrh*, p. 262, 1917.
- RUECKERT, D. et al. Nonrigid registration using free-form deformations: application to breast mr images. *IEEE Transaction on Medical Imaging*, v. 18, p. 712–721, 1999.
- SUKOVIC, P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthodontics & Craniofacial Research*, v. 6, n. 1, p. 31–36, 8 2003.
- US, D. *Metal artifact reduction in sinograms of dental computed tomography*. Dissertação (Mestrado) — Tampere University of Technology, 4 2013.
- VANNIER, M. W. Craniofacial computed tomography scanning: technology, applications and future trends. *Orthodontics & Craniofacial Research*, v. 6, n. 1, p. 23–30, 8 2003.
- YAZDI, M.; BEAULIEU, L. A novel approach for reducing metal artifacts due to metallic dental implants. *2006 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, v. 9, n. 3, p. 459–469, 2008.
- ZAKARIA, Z. et al. Sinogram concept approach in image reconstruction algorithm of a computed tomography system using matlab. In: *2010 International Conference on Computer Applications and Industrial Electronics*. [S.l.: s.n.], 2010. p. 500–505.
- ZURL, B. et al. Hounsfield units variations: Impact on ct-density based conversion tables and their effects on dose distribution. *Strahlenther Onkol*, v. 190, n. 1, p. 88–93, 2014.

Apêndice A

Apêndice I

Para a criação de artefatos metálicos em tomografias computadorizadas, foi necessária a criação de um modelo matemático com algumas variáveis de entrada descritas a seguir:

- **num_artefatos**: valor da quantidade de artefatos que irão ser inseridos na tomografia computadorizada. Este valor possui um intervalo que varia de 1 até 4 artefatos metálicos;
- **raio_artefatos**: variável que delimita o valor de raio esférico do artefato metálico. Entende-se como raio, a distância entre o centro da esfera até sua borda;
- **tc3D**: variável do *dataset* da tomografia computadorizada original (sem ruído);
- **altura**: valor da resolução do eixo y da tomografia computadorizada original (sem ruído);
- **largura**: valor da resolução do eixo x da tomografia computadorizada original (sem ruído);
- **nfiles**: valor da quantidade fatias de TC do *dataset*.

Após o processamento das informações na função de criação de artefatos metálicos na tomografia computadorizada, os dados de saída retornados pela função são descritos a seguir:

- **num_artefatos**: valor da quantidade de artefatos que irão ser inseridos na tomografia computadorizada. Este valor possui um intervalo que varia de 1 até 4 artefatos metálicos;

- **raio_artefatos**: variável que delimita o valor de raio esférico do artefato metálico. Entende-se como raio, a distância entre o centro da esfera até sua borda;
- **tc3D**: *dataset* da tomografia computadorizada original (sem ruído);
- **tc3D_ComArtefato_SemRuido**: *dataset* da tomografia computadorizada original, com o objeto metálico, mas, sem ruído;
- **tc3D_ArtefatoSegmentado**: *dataset* da máscara do objeto metálico sem ruído;
- **tc3D_ComRuido_ComArtefato**: *dataset* da tomografia computadorizada com o objeto metálico e com ruído.

```

1
2 function [tc3D, tc3D_ComArtefato_SemRuido, tc3D_ArtefatoSegmentado,
3         tc3D_ComRuido_ComArtefato]= cria_tc3D_modificado(num_artefatos,
4         raio_artefatos, tc3D, altura, largura, nfiles)
5
6 % cria_tc3D_modificado (num_artefatos, raio_artefatos, tc, altura,
7         largura, nfiles)
8
9 %
10 % num_artefatos = numeros de objetos metalicos inseridos na tomografia
11 % raio_artefatos = tamanho do raio do circulo do objeto metalico
12 % tc = matriz 2D da Tomografia Computadorizada
13 % altura = tamanho da resolucao da matriz no eixo y
14 % largura = tamanho da resolucao da matriz no eixo x
15 % nfiles = quantidade de arquivos no dataset da tomografia
16
17 % [entrada]:
18 % num_artefatos - Numero de artefatos (1 2 3 ou 4)
19 % raio_artefatos - Tamanho do raio dos artefatos (.005 .01 .015
20 % .02 .025 .03)
21 % num_slices - Quantidade de fatias (slices) da TC

```

```

22
23 % procurando o maior eixo x, y ou z ; para criar um artefato circular
24 % matriz 3D com dimensoes do maior eixo do artefato metalico
25 diametro = raio_artefatos * 2;
26 Circle = zeros(diametro , diametro , diametro);
27
28 [x1 , y1 , z1]=meshgrid(1: size (Circle ,1) ,1: size (Circle ,2) ,1: size (Circle
29 ,3));
30
31 % Circle eh o artefato metalico
32 % 3000 eh a intensidade do artefato na escala Hounsfield de TC
33 Circle (sqrt ((x1-size (Circle ,1) /2) .^2+(y1-size (Circle ,2) /2) .^2+(z1-
34 size (Circle ,2) /2) .^2)<raio_artefatos )=3500;
35
36 for i = 1:num_artefatos
37
38     % posicionando os artefatos na tomografia
39
40     %posicaoX = randi([1 largura]);
41     posicaoX = randi([150 350]);
42     if(posicaoX < raio_artefatos)
43         posicaoX = raio_artefatos + 1;
44     end
45     if(posicaoX > largura - raio_artefatos)
46         posicaoX = largura - raio_artefatos - 1;
47     end
48
49     %posicaoY = randi([1 altura]);
50     posicaoY = randi([150 350]);
51     if(posicaoY < raio_artefatos)
52         posicaoY = raio_artefatos + 1;
53     end
54     if(posicaoY > altura - raio_artefatos - 1)
55         posicaoY = altura - raio_artefatos - 1;
56     end
57
58     posicaoZ = randi([1 nfiles]);

```

```

57     if(posicaoZ < raio_artefatos)
58         posicaoZ = raio_artefatos + 1;
59     end
60     if(posicaoZ > altura - raio_artefatos)
61         posicaoZ = altura - raio_artefatos - 1;
62     end
63
64     posicaoInicial_X = (posicaoX) - raio_artefatos;
65     posicaoFinal_X = (posicaoX) + raio_artefatos;
66
67     posicaoInicial_Y = (posicaoY) - raio_artefatos;
68     posicaoFinal_Y = (posicaoY) + raio_artefatos;
69
70     posicaoInicial_Z = (posicaoZ) - raio_artefatos;
71     posicaoFinal_Z = (posicaoZ) + raio_artefatos;
72
73     xCircle = 1;
74     yCircle = 1;
75     zCircle = 1;
76     for z = posicaoInicial_Z : posicaoFinal_Z - 1
77         for y = posicaoInicial_Y : posicaoFinal_Y - 1
78             for x = posicaoInicial_X : posicaoFinal_X - 1
79
80                 if(Circle(xCircle, yCircle, zCircle) == 3500)
81                     tc3D_ComArtefato_SemRuido(x, y, z) = 3500;
82                     tc3D_ArtefatoSegmentado(x, y, z) = 3500;
83                 end
84
85                 xCircle = xCircle + 1;
86             end
87             xCircle = 1;
88             yCircle = yCircle + 1;
89         end
90         yCircle = 1;
91         zCircle = zCircle + 1;
92     end
93     end

```

```

94
95     for k = 1:nfiles
96         theta1 = 0:1:179;
97
98         [R, xp]=radon(tc3D_ComArtefato_SemRuido(:, :, k), theta1);
99
100        %   figure, imshow(R, [], 'Xdata', theta1, 'Ydata', xp, ...
101        %           'InitialMagnification', 'fit')
102        %   xlabel('\theta (degrees)')
103        %   ylabel('x''')
104        %   colormap(gray), title('shepp logan original')
105        %
106
107        XD=double(tc3D_ComArtefato_SemRuido(:, :, k));
108        [mm nn]=size(XD);
109        I55=[];
110        I66=[];
111        % thresholding for segmentation metal
112        for ii = 1:mm
113            for jj = 1:nn
114                if XD(ii, jj) == 3500
115                    I55(ii, jj) = 3500;
116                else
117                    I55(ii, jj)=0;
118                end
119                if XD(ii, jj) == 3500
120                    I66(ii, jj) = 3500;
121                else
122                    I66(ii, jj)=0;
123                end
124            end
125        end
126        I5=I55.*XD;
127        I6=I66.*XD;
128        [R2, xp2]=radon(I5, theta1);
129        [R3, xp3]=radon(I6, theta1);
130

```

```

131 % figure ,imshow(I5),title('metal original ');
132
133 [mm nn]= size (R2);
134
135 Rn=R2;
136 for iii =1:mm
137 for jjj =1:nn
138
139     if R2(iii , jjj )>0
140         Rn( iii , jjj )=1;
141     else
142         Rn( iii , jjj )=0;
143     end
144
145 end
146 end
147
148 [uu vv]= size (R2);
149
150 Rnew=R2;
151
152 for ii =1:uu
153 for jj =1:vv
154     if R2(ii , jj )>0
155         Rnew( ii , jj )=0;
156     else
157         Rnew( ii , jj )=1;
158     end
159
160 end
161 end
162
163 Rm=max (max (R) );
164
165 sinoPre=R(1:uu , 1:vv);
166
167 sinoNew = sinoPre ;

```



```

168     R2n=[];
169
170     %
171     %normalized data on projection
172     for kk = 1:vv
173         y1 = find(Rnew(:,kk)==0);
174         n_y = length(y1);
175         if n_y >1
176             yy1 = 1:uu;
177
178             R2n(y1, kk)=(50/100)*Rm;
179             sinoNew(y1, kk) =R2n(y1, kk);
180         end
181     end
182
183     %Image generate artifacts
184
185     PNew = iradon(sinoNew, theta1, 'linear', 'Shepp-Logan', 1);
186     % figure, imshow(PNew), title(' metal artifacts reconstruction ');
187
188     PNew2 = zeros([ largura altura ]);
189
190     for i = 1:largura
191         for j = 1:altura
192             PNew2(i, j) = PNew(i, j);
193         end
194     end
195
196     tc3D_ComRuido_ComArtefato(:, :, k) = PNew2;
197     %tc3D_ArtefatoSegmentado(:, :, k) = I5;
198
199     %tc3D_ComRuido_ComArtefato = reshape(tc3D_ComRuido_ComArtefato, [
altura largura nfiles]);
200     %tc3D_ArtefatoSegmentado = reshape(tc3D_ArtefatoSegmentado, [
altura largura nfiles]);
201
202     end

```

```
203
204     for ii=1:nfiles
205         for i = 1:512
206             for j = 1:512
207                 if(tc3D_ComRuido_ComArtefato(i , j , ii) >= 3500)
208                     tc3D_ComRuido_ComArtefato(i , j , ii) = 3500;
209                 end
210
211                 if(tc3D_ComRuido_ComArtefato(i , j , ii) <= -1024)
212                     tc3D_ComRuido_ComArtefato(i , j , ii) = -1024;
213                 end
214             end
215         end
216     end
217
218 return
```