

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA
CENTRO DE CIÊNCIAS NATURAIS E TECNOLÓGICAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA DE PRODUÇÃO**

**PROPOSTA PARA OTIMIZAÇÃO DE PROTOCOLOS
DE EXAMES EM TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA, VISANDO A REDUÇÃO
DAS DOSES DE RADIAÇÃO DOS PACIENTES**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Elias Vergílio Da Cás

Santa Maria, RS, Brasil

2011

**PROPOSTA PARA OTIMIZAÇÃO DE PROTOCOLOS EM
EXAMES DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA,
VISANDO A REDUÇÃO DAS DOSES DE
RADIAÇÃO DOS PACIENTES**

Elias Vergílio Da Cás

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção, Área de Concentração em Qualidade e Produtividade, da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS), como requisito parcial para obtenção do grau de **Mestre em Engenharia de Produção**

Orientador: Prof. Luis Felipe Dias Lopes

Santa Maria, RS, Brasil

2011

© 2011

Todos os direitos autorais reservados a Elias Vergílio Da Cás. A reprodução de partes ou do todo deste trabalho só poderá ser feita com autorização por escrito do autor.

Endereço: Rua Pinheiro Machado, 2888, Bloco 02/401 - Centro - Santa Maria - RS.

Fones: (55) 3027-6752 - RS ou (21) 72229337 - RJ

Endereço eletrônico: vergiliodacas@gmail.com

**Universidade Federal de Santa Maria
Centro de Ciências Naturais e Tecnológicas
Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção**

**A Comissão Examinadora, abaixo assinada,
aprova a Dissertação de Mestrado**

**PROPOSTA PARA OTIMIZAÇÃO DE PROTOCOLOS EM EXAMES DE
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA, VISANDO A REDUÇÃO DAS
DOSES DE RADIAÇÃO DOS PACIENTES**

Elias Vergílio Da Cás

como requisito parcial para obtenção do grau de
Mestre em Engenharia de Produção

COMISSÃO EXAMINADORA:

Luis Felipe Dias Lopes, Dr.
(Presidente/Orientador)

Luiz Alexandre Schuch, Dr. (UFSM)

Gilberto Orengo de Oliveira, Dr. (UNIFRA)

Santa Maria, 30 de agosto de 2011.

Dedicatória

Em especial, agradeço a FAMÍLIA, meu Pai Jandir Jacó Da Cás, minha mãe Marlene Maria Cremonese Da Cás, meus irmãos, Elisane e Esaú, minha filha Eduarda e meus sobrinhos, Caio César, Bruna, Carolina e Priscila.

Agradecimentos

Agradeço aos Físicos, Professor Luiz Alexandre Schuch, Guilherme Lopes Weis e Tadeu Baunhardt pelas oportunidades e paciência durante a minha permanência no Serviço de Física Médica do HUSM.

Agradeço ao Professor e Orientador Luis Felipe Dias Lopes, pela oportunidade e liberdade dada a minha pessoa durante o período de realização deste trabalho.

Agradeço a todos os Técnicos de Radiologia do HUSM que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho, em especial, aos Técnicos, Joanielso Sartori Rodrigues, Silvio Atílio Michelin Bertagnolli, José Artur Oliveira da Silva, Né-dio Kurrle Nogueira, Waleska Lago, Sabrina Fontoura Arozi, Marion Silva da Silva.

Agradeço a todo o pessoal da Radiologia da Clínica IMAX, pela colaboração e cordialidade durante a minha permanência no serviço.

Deus não escolhe os capacitados
capacita os escolhidos fazer ou
não fazer algo só depende de
nossa vontade e perseverança

(Albert Einstein)

RESUMO

Dissertação de Mestrado
Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção
Universidade Federal de Santa Maria

PROPOSTA PARA OTIMIZAÇÃO DE PROTOCOLOS DE EXAMES EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA, VISANDO A REDUÇÃO DAS DOSES DE RADIAÇÃO DOS PACIENTES

AUTOR: Elias Vergílio Da Cás
ORIENTADOR: PROF. DR. LUIS FELIPE DIAS LOPES

Data de Defesa: Santa Maria, 30 de agosto de 2011.

O desafio para os profissionais físicos, físicos médicos, médicos e técnicos em radiologia é identificar os limites aceitáveis de qualidade de imagem dos procedimentos de modo a minimizar a dose de radiação submetida aos pacientes. A definição da qualidade de imagem deve estender-se às questões de visualização das lesões para otimizar a dose da radiação (KALRA et al, 2004, p. 620). Neste trabalho, a proposta de otimização dos protocolos fornecidos pelos fabricantes de equipamentos de Tomografia Computadorizada (TC), dar-se-à pela redução das cargas transportáveis (mAs) sugeridas pelos fabricantes. Os novos mAs propostos, ou seja, otimizados, serão encontrados pela intersecção de duas curvas, que correlacionam níveis de dose ($IDTC_{vol,Exp}$) e de ruído (MDP), plotados no eixo y, com o mAs, eixo x. Dois equipamentos de tomografia computadorizada foram estudados com os protocolos otimizados. Um dos equipamentos possui secção única (single slice) e o outro múltiplas secções (multi slice). A otimização foi realizada nos protocolos crânio por corresponderem aos maiores percentuais de exames. A qualidade das imagens dos protocolos originais e otimizados foi analisada de forma quantitativa e qualitativa. De forma quantitativa analisou-se, a relação ao ruído (MDP), a Resolução Espacial de Alto Contraste (REAC), a Resolução Espacial de Baixo Contraste (REBC) e a Relação Sinal Ruído (RSR). De forma qualitativa (imagens) analisou-se o ruído (phantom com água), a REAC (phantom) e a REBC (phantom). Concomitantemente, foi estimada a quantidade de calor gerado no tubo de raios X. Para o protocolo 1Δ original, **mAs de 250**, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 33,19. Para o protocolo 1Δ otimizado, **mAs de 235**, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 31,37. Para o protocolo 2Δ original, **mAs de 250**, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 33,96. Para o protocolo otimizado, **mAs de 235**, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 32,96. Para o protocolo 3Δ original, **mAs de 150**, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 18,28, Para o protocolo 3Δ otimizado, **mAs de 143**, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 16,63. Para o protocolo 4Δ original, **mAs de 150**, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 39,48. Para o protocolo 4Δ otimizado, **mAs de 135**, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 28,29. Para o protocolo 5Δ original, **mAs de 380**, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 40,97. Para o protocolo 5Δ otimizado, **mAs de 367**, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 38,57. Para o protocolo 6Δ original, **mAs de 190**, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 20,04. Para o protocolo 6Δ otimizado, **mAs de 178**, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 18,66. Os protocolos já encontravam-se com valores baixos de mAs, a técnica utilizada para encontrar o mAs otimizado forneceu valores de ruído que não prejudicaram a qualidade da imagem, houve um aumento natural do ruído com a diminuição do mAs, porém, essa quantidade encontrada foi aceitável, como pode ser visualizado pelas imagens obtidas.

Palavras-chave: tomografia computadorizada, otimização, protocolos de TC.

ABSTRACT

Dissertation of Master's Degree
Program of After-Graduation in Engineering of Production
Federal University of Santa Maria

PROPOSAL FOR IMPROVEMENT OF EXAMINATION PROTOCOLS IN COMPUTED TOMOGRAPHY WITH REGARD TO THE REDUCTION OF RADIATION DOSES TO PATIENTS.

AUTHOR: ELIAS VERGÍLIO DA CÁS
ADVISER: PROF. DR. LUIS FELIPE DIAS LOPES
Date of Defense: Santa Maria, 29 de agosto de 2011.

The challenge for professional physicists, doctors and technicians and to identify the limits of acceptable image quality of the procedures to minimize the radiation dose to patients subjected. The definition of image quality should extend to matters of view of lesions to optimize the dose of radiation. (Kalra et al, 2004, p. 620). In this paper, the proposed optimization of the protocols provided by manufacturers of equipment for computed tomography (CT), give yourself to the reduction of transportable cargo (MAS) suggested by the manufacturers. The proposed new MAS, or optimized to be found by the intersection of two curves, which correlate dose levels and noise, plotted on the y axis, with the MAS, the x-axis Two devices were studied with computed tomography protocols optimized. Equipment has a single section (single slice) and the other multiple sections (multi-slice). The optimization was carried out in the protocols correspond to the skull by larger percentages of examinations. The quality of images of original and optimized protocols was analyzed quantitatively and qualitatively. Quantitatively, we analyzed the relation to noise (ASD), the High Spatial Resolution Contrast (HSRC), the spatial resolution of low contrast (SRLC) and Signal to Noise Ratio (SNR). From a qualitative (images) analyzed the noise (phantom water), the HSRC (phantom) and SRLC (phantom). Concurrently, we estimated the amount of heat generated in the X-ray tube. For the protocol 1 Δ original, but 250 mAs, the $CTDI_{Vol, Exp}$ was 33.19. For the protocol 1 Δ optimized for 235 mAs, the $CTDI_{Vol, Exp}$ was 31.37. 2 Δ for the original protocol, but in 250, the $CTDI_{Vol, Exp}$ was 33.96. For the protocol optimized for 235 mAs, the $CTDI_{Vol, Exp}$ was 32.96. For the protocol 3 Δ original, but 150, the $CTDI_{Vol, Exp}$ was 18.28. For the protocol 3 Δ optimized for 143 MAS, the $CTDI_{Vol, Exp}$ was 16.63. For the protocol 4 Δ original, but 150, the $CTDI_{Vol, Teo}$ was 39.90. For the protocol optimized 4 Δ , 135 mAs, the $CTDI_{Vol, Exp}$ was 28.29. For protocol 5 Δ original, but 380, the $CTDI_{Vol, Exp}$ was 40.97. For protocol 5 Δ optimized for 367 mAs, the $CTDI_{Vol, Teo}$ was 44.66. For protocol 6 Δ original of 190 mAs, the $CTDI_{Vol, Exp}$ was 20.04. For protocol 6 Δ optimized for 178 mAs, the $CTDI_{Vol, Exp}$ was 18.66. The protocols were already with low mAs, the technique used to find the optimal mAs provided noise levels that have not harmed the image quality, there was a natural increase in noise with decreasing mAs, however, that amount was found acceptable, as can be seen in the images obtained.

Key words: computed tomography, optimization, TC protocols.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Geração dos 4 equipamentos que foram promovidos na década de 1970.	30
Figura 2 – Equipamento de 5ª geração. Um feixe de elétrons é defletido em direção a um anel (ânodo semicircular) que envolve o paciente. Isso permite varreduras simples na faixa de 30 a 100 ms sem movimento mecânico.	32
Figura 3 – Esboço de uma configuração típica de um sistema de TC. Os dados da varredura são processados, conforme indicado pelas setas em negrito, setas finas correspondem aos sinais de controle. As linhas pontilhadas indicam os parâmetros definidos pelo.....	45
Figura 4 – Esquema básico de aquisição dos dados em TC.....	46
Figura 5 – Varredura panorâmica para o planejamento da posição das secções no plano da imagem.....	47
Figura 6 – Devido a pontos de parada do avanço da mesa, os dados são medidos em círculos separados.....	48
Figura 7 – Devido ao movimento contínuo da mesa, a trajetória não é uma órbita circular fechada.	49
Figura 8 – Diagrama mostrando a atenuação dos raios X através de um órgão específico com um empilhamento de voxels no qual cada voxel possui uma espessura finita Δx	50
Figura 9 – Visualização parcial das variáveis da equação (1). Os termos μ e Δx referem-se, respectivamente, as propriedades do feixe e do paciente e a espessura da secção.	51
Figura 10 - (Esquerda) Geometria paralela. (Direita) Geometria em forma de leque.	52
Figura 11 – Perfil de intensidade e perfil de atenuação medidos pelos detectores para uma projecção.	53
Figura 12 – Ao contrário da radiografia tela filme, onde a resolução da imagem é grandemente independente da posição, a resolução espacial na tomografia computadorizada, por causa do processo de reconstrução, tem ambas componentes radial e circunferencial.....	54
Figura 13 – O sinograma ilustrado (direita) correspondente a posição dos cinco objetos circulares (esquerda).	55
Figura 14 – Processo envolvido na reconstrução da imagem em TC.	56
Figura 15 – Reconstrução das imagens tomográficas a partir dos dados de projecção.....	61
Figura 16 – Aparecimento da imagem de TC após o processamento do computador. Isto é, uma impressão numérica da imagem processada.....	63

Figura 17 – Relação entre NTC e o nível de brilho (escala de cinza) para uma escala de ± 1000	65
Figura 18 – Visualização do processo de janelamento.....	67
Figura 19 – Com um filtro de metal plano os raios X de baixa energia são atenuados. Em uma segunda etapa, o chamado filtro gravata-borboleta conduz a um aumento de atenuação espacial do centro para as bordas do feixe de raios X.	71
Figura 20 – Visualização dos dois colimadores, pré e pós, em equipamentos de tomografia computadorizada de 3ª geração.	73
Figura 21 – (Esquerda) Detector de cristal acoplado a uma fotomultiplicadora. (Centro) Detector de xenônio a alta pressão. (Direita) Arranjo de cristais em contato com diodos.....	75
Figura 22 – (Esquerda) Composição de um detector de raios X digital “flat panel”. (Direita) Esquema ilustrativo da cadeia de conversão do sinal dentro do detector.....	76
Figura 23 – (Esquerda) Princípio básico do tubo de metal líquido. (Direita) O módulo do ânodo, em si, é conectado a um circuito de fluido contendo uma bomba de deslocamento e um trocador de calor com fluxo cruzado de água refrigerada.	78
Figura 24 – (Esquerda) Modelo “Straton” da Siemens. (Direita) Tubo de raios X com dois pontos focais.	78
Figura 25 – Esquema ilustrativo do sistema de TC com duas fontes.	79
Figura 26 – (Acima) Projeto de arranjo dos detectores de igual largura. (Abaixo) de largura desigual. Os números representam largura individual dos detectores em milímetros. O comprimento, eixo z, dos dois projetos é idêntico 20 mm. O projeto de largura igual uti	84
Figura 27 – Visão oblíqua de um “gantry” de TC com um tubo de raios X, um feixe em forma de leque e detectores para equipamentos de única secção (esquerda) e equipamentos de múltiplas secções com quatro fileiras, F1, F2, F3 e F4. (direita).....	85
Figura 28 – (Esquerda) Ativando todos os dezesseis detectores os sinais dos grupos adjacentes dos 4 detectores são combinados em um canal, criando um detector virtual com uma secção de 5 mm de espessura. (Direita) Para adquirir quatro secções de 1.25 mm de espess	87
Figura 29 – Perfil transversal de um modelo de detectores de largura desigual. a) Para adquirir 4 secções de 5 mm de espessura, todos os 8 detectores são ativados. Os sinais dos detectores são combinados em 4 canais , cada um representando um detector virtual de	87
Figura 30 – Comparação da distribuição de dose no cérebro. (a) para uma radiografia do crânio e (b) para uma varredura do crânio em TC. As doses são mostradas em relação à dose de entrada na superfície. As setas indicam as direcões dos feixes de raios X incidente	90

Figura 31 – Distribuição da dose de radiação para uma varredura axial única de TC ao longo do eixo z, perpendicular ao plano de varredura do paciente. Este perfil é a distribuição da dose de radiação ao longo do eixo do paciente (eixo z) e é conhecido como $D(z)$	91
Figura 32 – Perfil de dose total no modo seqüencial para um comprimento L.....	100
Figura 33 – (Esquerda) Perfil de dose total no modo seqüencial, 15 rotações subseqüentes. Cada intersecção, pequenos quadrados na parte central das secções, entre uma secção e outra é somada e produz um pico, parte superior. A dose média (linha reta) entre vales	102
Figura 34 – Esquema representativo dos artefatos gerados em TC.	103
Figura 35 – Imagens da coluna vertebral (seta preta), reconstruída sem correção (a) e com correção (b). As listras brancas lineares correspondem aos artefatos.	104
Figura 36 – Imagem de TC da cabeça mostrando artefatos de movimento que correspondem às listras brancas na imagem.....	105
Figura 37 – Imagem de TC do corpo obtida com os braços do paciente para baixo, mas fora do campo de visão, mostrando artefatos de listras.....	105
Figura 38 – O sinal de espalhamento de fundo (pontilhado) pode cobrir o sinal desejado (contínuo).....	106
Figura 39 – (Esquerda) Artefatos de copo em um tomograma axial do abdômen. a) sem correção e b) com correção. (Direita) Artefato de listras na base do crânio. As setas marcam os erros mais peculiares na imagem. c) A sombra entre os ossos pétreos é chamada de barr	107
Figura 40 – Imagem de um bloco de teflon em um “phantom” de água mostrando “aliasing” (seta) devido à baixa amostragem nas bordas do bloco.....	108
Figura 41 – (Esquerda) Mecanismo para artefato de volume parcial. Imagem de três bastões de acrílico de 12 mm de diâmetro suspensos paralelamente no ar e aproximadamente 15 cm do eixo do equipamento, respectivamente, imagens obtidas com os bastões invadindo parci	109
Figura 42 – Imagem de TC de um “phantom” de ombro, mostrando artefatos causados pela insuficiência de fótons e gerando manchas escuras na imagem (setas brancas).....	110
Figura 43 – Visualização completa da geração de artefato em forma de anel.....	111
Figura 44 – Imagens obtidas no modo helicoidal de um “phantom” em forma de cone deitado ao longo do eixo z. As imagens deveriam aparecer de forma circular.....	112
Figura 45 – Série de imagens de TC helicoidal do abdômen, mostrando artefatos helicoidais (setas pretas). Alteração no NTC devido à aquisição da imagem com um pitch muito grande pode ser confundida com alguma patologia na região fígado.	113

Figura 46 – (Esquerda) Reformatação sagital a partir de imagens axiais, com dados obtidos com 5 mm de colimação e um intervalo de reconstrução de 5 mm. (Direita) Reformatação sagital da imagem a partir de uma secção helicoidal única, dados obtidos com 5 mm de col.....	114
Figura 47 – Imagem reconstruída (MIP), obtida no modo helicoidal evidenciando artefatos de “zebra”.....	114
Figura 48 – (Esquerda) Volume de dados recolhidos por uma linha externa. (Direita) uma linha interna de detectores por um equipamento de 16 secções.....	115
Figura 49 – (Esquerda) Imagens de TC dos dados coletados por uma linha externa de detectores (fora do isocentro). (Direita) Dados coletados por uma linha interna de detectores (no isocentro).....	116
Figura 50 – Imagem de TC de uma esfera de acrílico de 12 mm suspensa no ar, obtida com uma secção de aquisição de 0.6 mm e pitch do feixe de 1.75, mostrando artefato de “moinho de vento”.....	117
Figura 51 – Parâmetros básicos das imagens de TC que determinam as suas qualidades.....	118
Figura 52 – (Esquerda) Ilustração de uma série de ondas senoidais de diferentes frequências. (Direita) Gráfico representando a modulação do sistema de imagem em função da frequência espacial.....	119
Figura 53 – “Phantoms” usados para avaliar a resolução de baixo contraste, exibido com diferentes filtros de reconstrução.....	120
Figura 54 – Da esquerda para a direita. Visualização de três imagens, obtidas através de “phantoms”, reconstruídas com visível diminuição do ruído.....	121
Figura 55 – (Esquerda) Artefato gerado por material metálico. (Direita) Artefato gerado pelo movimento do paciente.....	122
Figura 56 – Sequência do método realizado para reduzir dose em TC.....	125
Figura 57 – Avaliação do ruído nas imagens obtidas com phantom de água. As regiões R1, R2, R3, R4, R5 e Centro representam áreas de aproximadamente 5 cm ² desenhadas sobre a imagem do phantom de água.....	130
Figura 58 – Phantom utilizado para avaliação da REBC.....	131
Figura 59 – Phantom utilizado para analisar a REAC.....	131
Figura 60 – Phantom utilizado para a avaliação da RSR. (a) Sinal do poliestireno. (b) Ruído da água.....	132

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Equipamentos de tomografia computadorizada com sistemas de detectores de múltiplas fileiras. D representa o número de fileiras de detectores, M o número de secções escaneadas simultaneamente.....	38
Tabela 2 – Fatores que afetam a dose em tomografia computadorizada.	88
Tabela 3 – Especificações técnicas dos equipamentos de TC.	126
Tabela 4 – Especificação dos dispositivos utilizados para mensurar dose e verificar a qualidade das imagens tomográficas.....	127
Tabela 5 – Nomenclaturas estabelecidas para cada equipamento e protocolo.	133
Tabela 6 – Valores de ruídos obtidos em 5 regiões do phantom de água de cada equipamento.....	135
Tabela 7 – Valores dos Índices de dose em tomografia computadorizada.	137
Tabela 8 – Gráficos com os valores experimentais dos níveis relativos de ruído (NRMDP), Tabela 6, dose (NRIDTCvol), Tabela 7 e mAs.....	138
Tabela 9 – Comparação entre as grandezas medidas com mAs original e otimizado.....	140
Tabela 10 –Comparação entre as grandezas mAs original e otimizado.	141
Tabela 11 –Imagens comparativas entre o mAs original e o mAs otimizado, ruído, RBC e RAC.....	141
Tabela 12 –Testes de controle de qualidade estabelecidos na Resolução Específica (RE) 1016 da ANVISA.	149

LISTA DE ABREVIACOES

ALARA	– As Low As Reasonably Achievable.
AAPM	– American Association of Physicist in Medicine (Associação Americana de Física Médica).
DMMS	– Dose Média em Múltiplas Secções.
DP	– Desvio Padrão.
DPREAC	– Desvio Padrão da Resolução Espacial de Alto Contraste.
ECG	– Eletrocardiograma.
EBCT	– Electron Beam Computed Tomography.
FDA	– Food and Drug Administration (Administração de Alimentos e Medicamentos).
FEL	– Função de Espalhamento Linear
FEP	– Função de Espalhamento Ponto
FTM	– Função de Transferência Modular
IDTC	– ndice de Dose em Tomografia Computadorizada.
IDTC_{Vol}	– ndice de Dose em Tomografia Computadorizada Volumétrica.
IDTC_{Vol,Exp}	– ndice de Dose em Tomografia Computadorizada Volumétrica medido Experimentalmente.
IDTC_{Vol,Teo}	– ndice de Dose em Tomografia Computadorizada Volumétrica Teórica fornecido pelo equipamento.
IDTC_P	– ndice de Dose Ponderada em Tomografia Computadorizada.
IDTC_{100,PMMA}	– ndice de Dose em Tomografia Computadorizada medido no Phantom de Polimetilmetaacrilato com uma câmara de 100 mm de comprimento.
kVp	– Quilovolt pico.
MNTC	– Média dos número de TC
MDP	– Média do desvio padrão
mAs	– Miliampere-segundos
NTC ou UH	– Número de Tomografia Computadorizada ou Unidades de Hounsfield.

NRIDTC_{Vol}	– Nível Relativo do Índice de Dose Volumétrica em Tomografia Computadorizada.
NRMDP	– Nível Relativo da Média do Desvio Padrão.
PMMA	– Polimetilmetacrilato
PDC	– Produto Dose versus Comprimento.
ROI	– Region of Interest (Região de Interesse).
REBC	– Resolução Espacial de Baixo Contraste.
REAC	– Resolução Espacial de Alto Contraste.
RSR	– Relação Sinal-Ruído
TC	– Tomografia Computadorizada.
TF	– Transformada de Fourier
TPF	– Transistor de película fina
UC	– Unidades de Calor.
WW	– Window Width (largura da janela)
WL	– Window Level (centro da janela).

LISTA DE ANEXO

ANEXO A – Relação dos Testes de Controle de Qualidade realizados nos equipamentos de TC, conforme RE 1016.	167
---	-----

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	21
1.1 Justificativa	22
1.2 Objetivos	23
1.2.1 Objetivo Geral	23
1.2.2 Objetivos Específicos	23
1.3 Etapas do Trabalho	24
2 REVISÃO DE LITERATURA	25
2.1 Fundamentos físicos	25
2.1.1 Interação dos fótons de raios X com a matéria	25
2.2 Princípios de Tomografia Computadorizada	26
2.2.1 Histórico e evolução da tomografia computadorizada	26
2.2.1.1 Década de 1970 – Das imagens da cabeça para as imagens do corpo inteiro	29
2.2.1.2 Década de 1980 – Varredura rápida de secções únicas	31
2.2.1.3 Década de 1990 – Das imagens “ <i>slice by slice</i> ” para varredura volumétrica em espiral.....	34
2.2.1.4 Década de 2000 – Varredura rápida com feixes cônicos	39
2.2.2 Visão geral do sistema de tomografia computadorizada	41
2.2.3 Processo de Formação da Imagem em Tomografia Computadorizada	45
2.2.3.1 Processo de aquisição dos dados em TC.	45
2.2.3.1.1 Dados de Projeção (“ <i>Raw Datas</i> ”).....	52
2.2.3.2 Reconstrução da imagem.....	56
2.2.3.3 Apresentação da imagem.....	63
2.2.3.3.1 Dispositivo de exibição	63
2.2.3.3.2 Janela de representação.	65
2.2.3.3.3 Formato da imagem em TC.....	68
2.2.4 Pós-Processamento da imagem	69
2.2.5 Filtros Físicos	70
2.2.6 Colimadores	72
2.2.7 Detecção e detectores de radiação ionizante.....	74
2.2.8 Tubo de raios X.....	77

2.2.9 Tecnologia com duas fontes	79
2.2.10 Capacidade térmica dos tubos de tomografia computadorizada	80
2.2.11 Tomografia Computadorizada de múltiplas secções	82
2.2.11.1 Bancos e Canais	83
2.2.11.2 Fileiras de detectores	84
2.2.11.3 Modelo das fileiras dos detectores	85
2.2.11.4 Seleção das espessuras das secções	86
2.2.12 Dose	88
2.2.12.1 Variação da dose ao longo do plano de varredura (plano x,y)	89
2.2.12.2 Variação da dose ao longo do eixo z	90
2.2.12.3 Grandezas Dosimétricas Específicas para Tomografia Computadorizada .	92
2.2.12.3.1 Índice de Dose em Tomografia Computadorizada (IDTC)	92
2.2.12.3.2 Índice de Dose de Tomografia Computadorizada FDA (IDTC _{FDA})	93
2.2.12.3.3 Índice de Dose para Tomografia Computadorizada 100 (IDTC ₁₀₀)	94
2.2.12.3.4 Índice de Dose Ponderada em Tomografia Computadorizada (IDTC _p) ...	96
2.2.12.3.5 Índice de Dose Volumétrica em Tomografia Computadorizada (IDTC _{Vol})	97
2.2.12.3.6 Produto Dose × Comprimento (PDC)	99
2.2.12.3.7 Dose Média em Múltiplas Secções (DMMS)	100
2.2.13 Artefatos	102
2.2.13.1 Artefatos gerados pelo paciente	104
2.2.13.1.1 Materiais metálicos	104
2.2.13.1.2 Movimento do paciente	104
2.2.13.1.3 Dimensão do paciente excedendo o campo de visão (FOV)	105
2.2.13.1.4 Radiação espalhada	106
2.2.13.2 Artefatos Físicos	107
2.2.13.2.1 Endurecimento do feixe	107
2.2.13.2.2 Baixa Amostragem	108
2.2.13.2.3 Volume Parcial	108
2.2.13.2.4 Insuficiência de fótons	109
2.2.13.3 Artefatos gerados pelo equipamento	110
2.2.13.3.1 Artefatos de anéis	110
2.2.13.4 Artefatos gerados pelas técnicas espiral/helicoidal e de múltiplas secções	111
2.2.13.4.1 Artefato helicoidal no plano axial – varredura de secção única (single-slice)	111
2.2.13.4.2 Reformatações Multiplanares e 3D	113

2.2.13.4.3 O efeito do feixe cônico	115
2.2.13.4.4 Artefatos de varreduras helicoidais de múltiplas secções (multi-slice) ...	116
2.2.14 Qualidade das imagens em tomografia computadorizada.....	117
2.2.14.1 Resolução Espacial de Alto Contraste	118
2.2.14.2 Resolução Espacial de Baixo Contraste.....	120
2.2.14.3 Ruído.....	121
2.2.14.4 Artefatos na Imagem	122
3 RELAÇÃO ENTRE DOSE E QUALIDADE DA IMAGEM EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	123
4 METODOLOGIA	125
4.1 Equipamentos e acessórios.....	125
4.2 Protocolos de varredura.....	127
4.3 Processo de Otimização.....	128
4.4 Avaliação da qualidade da imagem – análise quantitativa.....	130
4.5 Nomenclatura utilizada para os protocolos e equipamentos.....	132
5 RESULTADOS.....	135
6 DISCUSSÃO	147
7 CONSIDERAÇÕES FINAIS	153
8 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	157
REFERÊNCIAS.....	159
ANEXO A.....	167

1 INTRODUÇÃO

Os procedimentos para o diagnóstico médico podem ser divididos em dois tipos distintos: os que usam fontes de raios X externas e aqueles que usam marcadores radioativos internos que são administrados no paciente. O primeiro tipo corresponde a cerca de 95% da dose coletiva das exposições devido ao diagnóstico médico e pode ser subdividido em três categorias, ou seja, Radiografia, Fluoroscopia e Tomografia Computadorizada (MARTIN, 2008).

A intensidade de radiação que um exame de tomografia computadorizada exige pode ser considerada elevada comparativamente às outras modalidades de exames envolvendo raios X. Entretanto, em termos de Proteção Radiológica, a TC proporciona doses de radiação de baixo nível, onde não está claramente estabelecida a relação entre dose de radiação e dano. A relação de causa e efeito entre radiações de baixo nível, como em TC, e o câncer não é bem estabelecida mas, especialistas sugerem que existe um pequeno risco que cresce com o aumento da dose. A inexistência de uma conexão direta entre estes exames e o posterior desenvolvimento de câncer tem sido estudada. A intensidade da radiação que os exames de TC utilizam depende de muitos fatores, dentre os quais os protocolos usados e as configurações dos equipamentos para os exames individuais. Em geral, estes exames em crianças devem expô-las a riscos muito menores do que o mesmo procedimento em um adulto. O benefício potencial para exames de TC deve ser clinicamente indicado e documentado, devendo ser muito superior ao risco potencial da indução de câncer. Profissionais em TC devem ser treinados para usar a menor intensidade de radiação necessária de acordo com o princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) que estabelece que as doses de radiação devem manter-se tão baixas quanto razoavelmente possíveis, compatíveis com padrões aceitáveis de qualidade da imagem (BRODY, 2007, p. 681).

Os fabricantes de equipamentos de TC normalmente fornecem protocolos de exames padronizados, incluindo a escolha de parâmetros para se obter a qualidade da imagem a fim de satisfazer os critérios de diagnóstico destinados. A escolha justificada dos parâmetros de exposição é o fator mais importante em exames

pediátricos de TC. Parâmetros de exposição básicos em TC são o kVp do tubo, corrente anódica, tempo de rotação e espessura da secção (corte). A investigação de como os parâmetros de exposição influenciam na dose dos pacientes é o primeiro passo para a redução das mesmas. Por outro lado, usualmente, a redução de dose nos pacientes piora a qualidade da imagem (STOYANOV et al, 2009, p. 215).

Em vista do exposto acima “É possível reduzir as doses em TC através dos protocolos de exames pela redução do mAs sem perder a qualidade da imagem? Como isto é possível?” Sendo assim estas questões constituem-se a problemática desencadeadora deste estudo.

1.1 Justificativa

Dois fatores fazem com que a TC seja o foco de interesse das exposições médicas as radiações ionizantes.

Primeiro, a TC continua a evoluir rapidamente, apesar dos avanços em muitas outras modalidades de imagem, e é um dos mais importantes exames radiológicos realizados em todo o mundo. A frequência dos exames de TC está aumentando rapidamente de 2%, de todos os exames radiológicos há uma década, para 10 a 15%. As doses de TC não diminuíram em relação a radiografia convencional, onde houve uma redução de aproximadamente 30% na última década. A vinte (20) anos atrás, um exame de tomografia do tórax levava vários minutos, atualmente o mesmo exame pode ser realizado em uma única apnéia do paciente, tornando-se atraente. Avanços na tecnologia de TC tornaram possíveis os procedimentos intervencionistas, em alguns casos, substituindo intervenções guiadas por ultrassom e, recentemente, o rastreamento com TC está sendo usado. Isso justifica o aumento da frequência de exames em TC.

Segundo, a TC proporciona uma quantidade de dose desproporcionalmente maior do que as outras modalidades de imagem. Fatores relacionados com o aumento da dose podem ser citados, tais como, a repetição dos exames, mesmos fatores de exposição usados em adultos e crianças, mesmos fatores de exposição

usados para varreduras da pelve (região de alto contraste) e abdome (região de baixo contraste), a possibilidade de realizar varreduras com sobreposição das secções nos modernos equipamentos helicoidais, uma tendência em aumentar o volume de cobertura em alguns exames e, ao contrário da radiografia, onde a superexposição resulta no escurecimento do filme, uma melhor qualidade de imagem é obtida com exposições mais elevadas (ICRP, slides 5 a 9).

Devido ao aumento da freqüência de exames de TC e da dose de radiação fornecida, justificasse a realização deste trabalho pela otimização de seus protocolos de exame, tendo em vista que estudos epidemiológicos apontam fortemente um risco relativo de indução câncer, principalmente em crianças, devido às doses em exames de TC.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo Geral

Reduzir, sem comprometer a qualidade das imagens, as doses recebidas por pacientes em exames de TC do crânio de adultos e crianças, por alterações dos protocolos fornecidos pelos fabricantes dos equipamentos.

1.2.2 Objetivos Específicos

- a) Realizar o controle de qualidade dos equipamentos;
- b) Reduzir as doses de radiações nos pacientes submetidos a exames de TC;
- c) Alterar protocolos de exames de TC, sugeridos por fabricantes destes equipamentos;
- d) Contribuir para o aumento da vida útil do tubo de raios X pela otimização de protocolos;

1.3 Etapas do Trabalho

Este trabalho é composto por nove (9) capítulos. O primeiro capítulo apresenta a introdução do tema de pesquisa, seguido da justificativa e objetivos.

O segundo capítulo apresenta a revisão da literatura abordando os princípios básicos da tomografia computadorizada (TC). Buscou-se realizar uma ampla revisão na literatura estrangeira devido aos poucos referenciais teóricos publicados no Brasil. Os principais autores utilizados neste trabalho foram, Seeram (1994), Romans (2011), Buzug (2008), Reiser et al (2009), Kalender (2006), Sprawls (1992), Hsieh (2003), Nagel (2000).

O terceiro capítulo foi intencionalmente destacado para ressaltar a importância da relação teórica entre dose e qualidade da imagem em TC.

Dando sequência a exposição das etapas deste trabalho, no quarto capítulo encontra-se a metodologia utilizada. Os equipamentos e acessórios utilizados na confecção deste trabalho são apresentados, bem como o processo de otimização, a avaliação da qualidade das imagens e a nomenclatura dos protocolos.

Os capítulos cinco (5) e seis (6), respectivamente, apresentam os resultados e as discussões. No que tange aos resultados tem-se os dados experimentais de dose e ruído utilizados para encontrar o mAs otimizado, bem como os dados quantitativos e as imagens geradas para comparações. Em relação às discussões, realizou-se uma comparação com os aportes teóricos e os resultados alcançados nos experimentos a fim de evidenciar a veracidade desse estudo.

O capítulo sete (7) apresenta as considerações finais sobre o trabalho, ressaltando a eficiência da técnica utilizada no processo de otimização. A partir destas conclusões sugere-se outros parâmetros e protocolos a serem otimizados, os quais estão disponíveis no capítulo oito (8). Por fim, no capítulo nove (9) disponibiliza-se os aportes teóricos que fundamentaram este trabalho, o qual pode servir de referência para futuros estudos nessa área, dada a escassez de trabalhos publicados no Brasil.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A revisão da literatura serve para fundamentar a pesquisa e demonstrar o conhecimento do autor sobre a condução do estudo em questão, servindo de suporte para a metodologia e discussão (MDT, 2010, p. 36). No Brasil, há pouca literatura escrita em língua portuguesa sobre TC. Devido a isso buscou-se abordar uma variedade de tópicos e particularidades relacionados a TC.

2.1 Fundamentos físicos

A base da TC é a produção de raios X utilizados para a formação de imagens do corpo humano. O processo de gerar raios X envolve a interação de cargas com cargas ou ondas eletromagnéticas com cargas é um processo físico.

2.1.1 Interação dos fótons de raios X com a matéria

Os raios X são conhecidos por ter uma alta capacidade de penetração na matéria. O número de fótons, isto é, sua intensidade diminui exponencialmente durante o caminho ao longo do objeto de estudo, na direção incidente. Esta atenuação é devida à absorção e espalhamento dos raios X. A razão para uma redução exponencial do número de fótons é que cada fóton é removido individualmente do feixe incidente por uma interação com os átomos do meio, os chamados Efeitos Fotoelétrico, Compton e de Formação de Pares. Este último não ocorre na região de energia utilizada em radiodiagnóstico (BUZUG, 2008).

No contexto das radiações indiretamente ionizantes (fótons de raios X ou gama e nêutrons) a palavra interação é aplicada aos processos nos quais a energia e/ou a direção da radiação é alterada. Tais processos são randômicos sendo as interações probabilísticas (TAUHATA, 2003, p. 72).

2.2 Princípios de Tomografia Computadorizada

A introdução TC marcou o início de uma transição, nos Serviços de Radiologia, de modalidade de imagem analógica para modalidade de imagem digital. Esta revolução digital ocorrida na Radiologia abriu oportunidades para manipulação de imagens, armazenamento, transmissão e exibição em todos os campos da medicina. (HENDEE, 2002).

2.2.1 Histórico e evolução da tomografia computadorizada

A tomografia computadorizada tornou-se viável com o desenvolvimento da moderna tecnologia da informática na década de 1960. Entretanto, algumas das idéias em que se baseia podem ser encontradas já na primeira metade do século passado. Em 1917, o matemático da Boêmia, Johann Radon (1917), mostrou que a distribuição, de um material ou de uma propriedade do material, presente dentro de uma secção (corte) do objeto (região do paciente a ser imageada) pode ser calculada se o valor da integral ao longo de uma série de linhas passando pela mesma secção é conhecido. As primeiras aplicações desta teoria foram desenvolvidas por Bracewell em 1956 para a radioastronomia, e não foram exploradas para fins médicos (KALENDER, 2006).

As primeiras experiências em aplicações médicas deste tipo de tomografia reconstrutiva foram realizadas pelo físico A. M. Cormack, que trabalhou na melhoria do planejamento de radioterapia no Hospital Groote Schuur, na Cidade do Cabo, África do Sul. Entre 1957 e 1963 e, sem o conhecimento de estudos anteriores, ele desenvolveu um método de cálculo das distribuições da absorção da radiação no corpo humano com base em medições de transmissão. Ele postulou um método para aplicações radiológicas, podendo mostrar as diferenças de absorção da radiação minuciosas, ou seja, pequenas diferenças de absorção nas estruturas de tecidos moles. No entanto, ele nunca teve a chance de colocar a teoria em prática e somente soube do trabalho de Radon bem mais tarde, um fato que ele lamenta, afirmando que o acesso a esse conhecimento mais cedo teria evitado muito de seu trabalho.

Ao familiarizar-se com o trabalho de Radon, Cormack descobriu que o próprio Radon não tinha conhecimento do trabalho desenvolvido anteriormente pelo físico holandês H. A. Lorentz, que já tinha proposto uma solução do problema de matemática para o caso tridimensional (3D) em 1905 (KALENDER, 2006).

Embora o trabalho de Cormack, mais tarde, fosse altamente reconhecido como uma contribuição essencial para o desenvolvimento da TC havia outros trabalhos que mereceriam o mesmo reconhecimento. Oldendorf publicou um trabalho verdadeiramente pioneiro de TC, em 1961. Kuhl e Edwards introduziram os conceitos de tomografia computadorizada por emissão, em 1963; embora os esforços de reconstrução fossem limitados somente a retroprojeção. A TC por emissão, portanto, precedeu a TC por transmissão. A retroprojeção filtrada foi primeiramente descrita por Bracewell e Riddle, em 1967. Descrições de técnicas algébricas de reconstrução foram publicadas por Gordon et al, em 1970, por Herman et al; em 1973, descrições de técnicas de reconstrução de Fourier por Bates e Peters, em 1971. O papel fundamental nas funções de filtragem necessário para a reconstrução de TC foi o trabalho de Shepp e Logan, em 1974 (KALENDER, 2006).

A primeira implementação prática bem sucedida da teoria foi conseguida em 1972 pelo engenheiro Inglês G. N. Hounsfield, que hoje é reconhecido como o inventor da Tomografia Computadorizada. Como seus antecessores, Hounsfield trabalhou sem conhecimento dos esforços anteriores. Seu sucesso tomou toda a classe médica de surpresa. Ele conseguiu o seu notável avanço com a empresa britânica EMI Ltd e não em uma Universidade de renome nem mesmo um fabricante líder de equipamentos radiológicos. Sua invenção deu a EMI, que tinha até então fabricado apenas registros e componentes eletrônicos, um monopólio no mercado de tomografia computadorizada, que durou dois anos, e os termos "Scanner EMI" e "Scanner TC" tornaram-se quase sinônimos. Em 1974, a Siemens foi a primeira fabricante tradicional de equipamentos radiológicos para o mercado de tomografia computadorizada da cabeça. Após, muitas outras empresas se dedicaram ao ramo, que atingiu o seu pico no final dos anos 70, com 18 empresas oferecendo equipamentos de TC. A maioria delas, incluindo a EMI, se retiraram do mercado até hoje. (KALENDER, 2006).

As primeiras imagens de tomografia computadorizada clínica foram produzidas em Londres no Hospital Atkinson Morley, em 1972. O primeiro exame do paciente realizado com TC ofereceu a prova convincente da eficácia do método para detectar um tumor cístico do lobo frontal. A TC foi rapidamente e entusiasticamente recebida pela comunidade médica e tem sido frequentemente relatada como a invenção mais importante em radiologia diagnóstica, desde a descoberta dos raios X. O seu desenvolvimento posterior apenas confirmou as expectativas iniciais. A TC tornou-se um instrumento muito importante no diagnóstico radiológico. Enquanto apenas 60 "Scanners EMI" tinham sido instalados até 1974, havia mais de 10.000 aparelhos em uso em 1980, que incluía um elevado número de equipamentos de tomografia da cabeça. Em 1979, Hounsfield e Cormack, um engenheiro e um físico, foram agraciados com o Prêmio Nobel de Medicina, em reconhecimento das suas realizações (KALENDER, 2006).

Neste ponto, o desenvolvimento da TC parecia ter atingido seu pico e, nos anos de 1980, viu-se pouco progresso tecnológico. A introdução da TC espiral em 1989 (Kalender et al, 1990b) e os desenvolvimentos tecnológicos seguintes em tubos de raios-X, detectores e tecnologias de equipamentos proporcionaram uma renovação de interesse na TC, com o seu renascimento. No ano de 2006, o número de instalações clínicas em operação foi estimado em cerca de 45.000, quase que exclusivamente de equipamentos espirais, de corpo inteiro. A tendência ascendente ininterrupta, por enquanto, e à posição da TC em radiologia clínica parece consolidada a um maior grau do que nunca (KALENDER, 2006).

O primeiro equipamento clínico de TC permitiu a aquisição de imagens em 300 segundos. Hoje, todos os equipamentos possuem tempos de rotação característicos abaixo de 1 segundo; os mais rápidos com 300 ms e com tempos de aquisição de imagens eficazes abaixo de 100 ms, para varreduras parciais com equipamentos com duas fontes (Dual Source). Entre outras, as características de desempenho que tem melhorado ao longo dos anos, é o aumento da velocidade de varredura, responsável pela evolução da TC. O sucesso da TC moderna é o aumento da velocidade que se aplica não somente à aquisição de imagens únicas mas, também, para a aquisição de dados de imagens volumétricas (modo helicoidal). A qualidade da imagem, em particular da resolução espacial em terceira dimensão (3D), o espectro de

aplicações clínicas e muitos outros fatores tem mostrado constante aperfeiçoamento ao longo dos anos (KALENDER, 2006).

2.2.1.1 Década de 1970 – Das imagens da cabeça para as imagens do corpo inteiro

O desenvolvimento dos equipamentos de TC começou com um conjunto de experimentos de Hounsfield, em grande parte corresponde aos esquemas da (Figura 1a).

Esta construção experimental foi chamada de “primeira geração” de TC. O primeiro equipamento comercial, o assim chamado “segunda geração”, difere somente um pouco do sistema de varredura de Hounsfield. Para acelerar a varredura e para utilizar a energia dos raios X de forma mais eficiente foram acrescentados os detectores, os quais implicavam na mudança de um feixe na forma de “lápiz” para um feixe parcialmente em forma de “leque”. Ambos os tipos de equipamentos funcionavam de acordo com o princípio de translação-rotação em que a fonte de radiação e os detectores varriam o objeto em um movimento linear translacional e este procedimento era repetido sucessivamente após um pequeno incremento rotacional, (Figura 1, (a) e (b)). Projeções, em um número de 180, foram amostradas em passos de 1º com 160 pontos de dados em cada projeção, isto é, um total de 28.800 dados por varredura. Isso foi suficiente para calcular uma imagem com 6400 pixels, isto é, uma imagem com uma matriz de 80×80 . Os tempos de varredura eram de 5 minutos, a reconstrução da imagem foi realizada simultaneamente e levou a mesma quantidade de tempo. Hounsfield relatou um tempo de exame de 35 minutos, em que duas fileiras de detectores adquiriam 6×2 imagens com 13 mm de espessura cada seção. Isto constituiu um desempenho notável. Nos primeiros ensaios em 1969, objetos de teste foram varridos por Hounsfield com uma fonte de isótopo e exigiram um tempo de varredura de 9 dias por imagem (KALENDER, 2006).

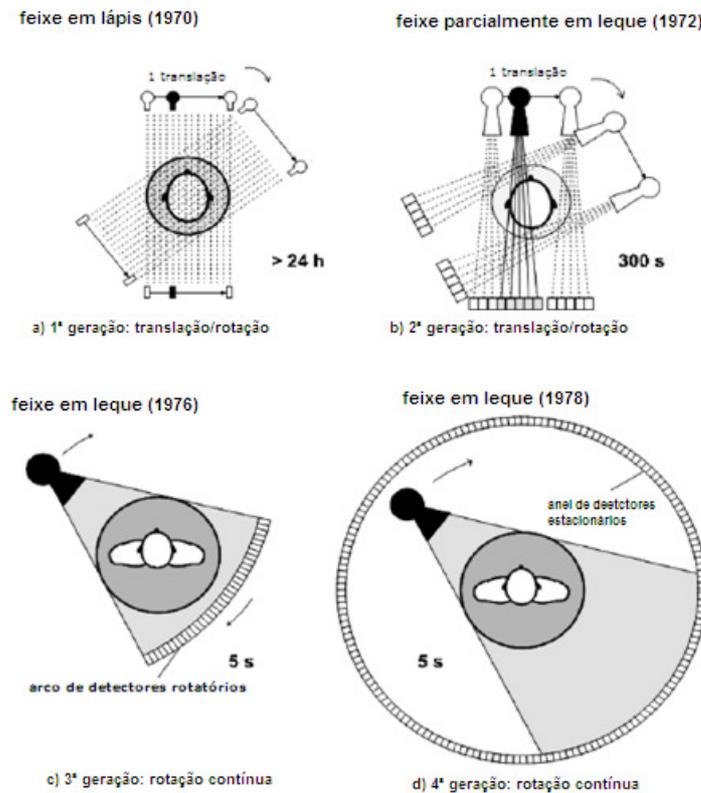


Figura 1 – Geração dos 4 equipamentos que foram promovidos na década de 1970. Fonte: KALENDER (2006, p. 32).

Em vez da amostragem de um perfil de transmissão, ou seja, uma projeção, por um feixe em forma de lápis com movimento translacional, um feixe em “leque” e um arco maior de detectores foi usado para medir uma projeção completa simultaneamente, (Figura 1, (c) e (d)). Nesta abordagem, a energia dos raios X está novamente utilizada de forma mais eficiente devido ao maior ângulo sólido subentendido pelo arco completo de detectores. O movimento de translação tornou-se obsoleto, e os sistemas executavam somente um movimento rotatório. O primeiro equipamento de corpo inteiro com o sistema de feixe em forma de leque chegou ao mercado em 1976, fornecendo tempos de varredura de 20 segundos por imagem. Nos primeiros equipamentos deste tipo, o tubo de raios-X e detectores, giravam em torno do paciente. O conceito resultante deste sistema foi chamado de "terceira geração". Somente um pouco mais tarde os equipamentos de TC seguiram com um detector estacionário em forma de anel rodeando totalmente o paciente de modo que somente o tubo de raios-X girava, era chamado de "quarta geração". Sistemas rotatórios foram rapidamente aceitos, e sistemas de translação-rotação, entretanto, desapareceram completamente. A discussão sobre qual tipo de sistema de rotação é superior, a ter-

ceira geração tem prevalecido e que constitui o método padrão em equipamentos clínicos atuais (KALENDER, 2006).

Com o final da década a tomografia computadorizada foi totalmente estabelecida. Tempos de varredura de 5 a 10 segundos por imagem e espessuras de corte de 5 a 10 mm foram padronizadas. Mesmo os equipamentos “slip ring” foram propostos com um protótipo a ser construído pela Varian, que apesar de tudo não alcançou posição. Um total de 18 fabricantes envolvidos no desenvolvimento de TC, durante este período (KALENDER, 2006).

2.2.1.2 Década de 1980 – Varredura rápida de secções únicas

Era óbvio que a qualidade da imagem e, portanto, a capacidade de diagnóstico dependesse fortemente do tempo de varredura, dos movimentos voluntários e involuntários do paciente que levam à perda da nitidez da imagem pela geração de artefatos de movimento. Na época, a energia elétrica necessária para a alimentação do tubo de raios X do equipamento era feita por cabos. Isso impedia a rotação rápida e contínua, pois o sistema tinha que ser acelerado em uma direção, parado após um giro de 360° e, novamente acelerado na direção oposta. Na década de 1980, equipamentos deste tipo possuíam tempos de varredura abaixo de 2 segundos da década de 1980 (KALENDER, 2006).

O objetivo de obter-se tempos de varredura menores foi perseguido, na década de 1980, com muitas abordagens criativas. Grupos de pesquisas acadêmicos, começaram a trabalhar em vários conceitos inovadores. Dois projetos devem ser mencionados: os sistemas de tomografia computadorizada convencionais com possibilidade de rotação e aquisição de dados contínuos (helicoidal) e os equipamentos de tomografia computadorizada por feixe de elétrons (*Electron Beam Computer Tomography - EBCT*), que foram projetados principalmente para aplicações cardiovasculares. Nos equipamentos EBCT, um feixe de elétrons é direcionado para um dos quatro alvos (anéis) semicirculares que cercam o paciente, (Figura 2). Como nenhum movimento mecânico está envolvido, tempos de varredura de 33 a 100 ms foram conseguidos e imagens cardíacas de uma qualidade notável para a época

foram alcançadas. Embora alguns aspectos do conceito de EBCT parecessem muito atraentes, havia uma série de desvantagens decisivas. A trajetória focal é limitada a um círculo parcial de normalmente 220° , ou seja, 180° mais 40° do ângulo em “leque” do feixe de raios X, e um plano que não coincide com o plano do arco do detector de igualmente 220° que necessariamente tem de ser compensada na direção z. Uma vez que os detectores estão parados, colimadores antiespalhamento não podem ser usados. Ambas as desvantagens, geometria e a ausência de colimadores, também impedem a utilização de um grande arranjo de detectores. Além disso, a energia dos raios X existentes nos sistemas EBCT, de tipicamente 100 kW não excede, significativamente, a energia dos sistemas convencionais de raios X. Em consequência, mais tarde acabou que, tomógrafos com varredura em espiral de múltiplas secções (multi-slice) providenciaram alta qualidade de imagens, maior velocidade de varredura do volume e baixo custo. A EBCT persistiu por mais de duas décadas (KALENDER, 2006).

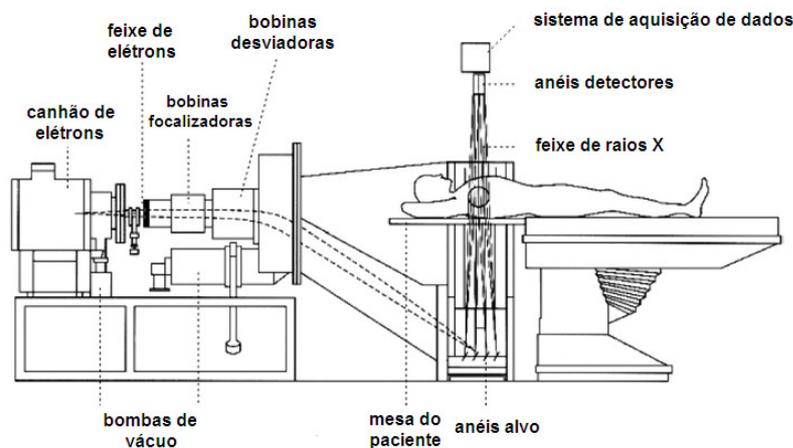


Figura 2 – Equipamento de 5ª geração. Um feixe de elétrons é defletido em direção a um anel (ânodo semicircular) que envolve o paciente. Isso permite varreduras simples na faixa de 30 a 100 ms sem movimento mecânico.

Fonte: KALENDER (2006, p. 34).

Os primeiros esforços no uso da tomografia computadorizada para quantificação dos parâmetros do tecido, em particular, para avaliar a densidade dos tecidos, já tinham sido iniciados nos anos de 1970. Medidas da densidade dos ossos era o objetivo principal. Esforços foram intensificados na década de 1980. O desenvolvimento de um equipamento de TC com opção de dupla energia, para medida da densida-

de dos ossos, começou a ser usado em muitas centenas de instalações é um exemplo. Atualmente, ainda são usados tomógrafos com energias únicas de baixa dose. A opção de dupla energia foi descartada, com o advento da varredura mais rápida (equipamentos EBCT) e com a mudança inerente da aquisição de dados pulsados para contínuos, visto que a abordagem técnica da rápida mudança de kV de pulso para pulso era impossível (KALENDER, 2006).

As medidas do fluxo sanguíneo e de perfusão são mais um exemplo de TC quantitativa. Iniciou-se medindo a perfusão cerebral em intervalos de minutos, avaliando o acúmulo de xenônio no cérebro. Com o advento dos rápidos sistemas de medição contínua dos tomógrafos, a abordagem de medição do transito de um bolus de meio de contraste injetado em uma veia periférica, durante a sua passagem através do tecido de interesse, foi aprovada. Atualmente é amplamente usado como um exame rápido, tendo tipicamente 30 segundos. Mapas de perfusão dos tecidos, por exemplo, mostram a perfusão cerebral do sangue em ml por minuto e grama de tecido são rotineiramente usados na avaliação de pacientes com infarto cerebral agudo (KALENDER, 2006).

Sistemas de tomografia computadorizada com rotação contínua, baseados na tecnologia “*slip-ring*”¹, foram introduzidos em 1987. A energia elétrica necessária para o tubo de raios X é transferida para os “*slip-rings*”, instantaneamente, por cabos. Assim foi possível abandonar o tipo de operação “*start-stop*” (“*start*” para iniciar a rotação no sentido dos ponteiros do relógio e “*stop*” para iniciar a rotação em sentido contrário) substituindo-a pela aquisição contínua dos dados. Ainda, os tempos de rotação foram reduzidos para 1 segundo. A contínua expansão de equipamentos de múltiplas rotações resultou em novos impulsos decisivos. Forneceram bases para exames dinâmicos avançados e, finalmente, para TC espiral. Todos os equipamentos de TC produzidos atualmente fazem uso da tecnologia “*slip-ring*” possibilitando a rotação contínua (KALENDER, 2006).

Apesar de todos estes desenvolvimentos a década de 1980 não pode ser considerada como os “dias de ouro” da tomografia computadorizada. Exames “slice

¹ A tecnologia “*slip-ring*” faz parte do sistema de TC e é constituída por um dispositivo eletromecânico consistindo de anéis condutores elétricos de forma circular e de escovas que transmitem energia elétrica através da interface de rotação (SEERAM, 1994, p. 93).

by slice” ainda consomem tipicamente 20 a 40 minutos, um tempo excessivamente longo. A introdução do sistema de imagem por ressonância magnética levou muitos especialistas a concluir que a “tomografia computadorizada estaria morta” (KALENDER, 2006).

2.2.1.3 Década de 1990 – Das imagens “*slice by slice*” para varredura volumétrica em espiral.

A prova clínica da TC espiral foi concluída em 1989 e relatada em quatro trabalhos na reunião Anual da Sociedade de Radiologia da América do Norte (RSNA), em 1990. Embora haja muitas razões válidas que possam ser oferecidas em retrospecto à necessidade do desenvolvimento da TC espiral, havia, claramente, uma razão dominante, a necessidade clínica. A necessidade de imagens das estruturas anatômicas, que estão sujeitas a movimentos de forma contínua e reprodutível. Os nódulos pulmonares são um primeiro exemplo. Serem detectados com técnicas padronizadas de espessura grossa. Repetir o exame com secções finas para uma análise morfométrica ou para repetir o estudo após um dado intervalo de tempo para monitorar o seu crescimento foi uma tarefa pendente.

As varreduras contínuas (em espiral) ao longo do eixo longitudinal do paciente, que corresponde ao eixo z no sistema de coordenadas do tomógrafo, apareceram para oferecer a solução.

Em relação ao paciente, o ponto focal percorre uma trajetória espiral, embora com uma qualidade de imagem muito inferior as de hoje, permitiu a avaliação de nódulos pulmonares em três dimensões (3D).

Atualmente, parece lógico ou mesmo necessário ter sido implementado um método de varredura em conjunto com a nova tecnologia de equipamento “*slip ring*”. No entanto, esse não era o caso naquele momento que era o desenvolvimento e a introdução de equipamentos de rotação contínua visando um menor tempo de verificação e fornecendo recursos aprimorados para TC dinâmica. A TC espiral não era ainda conhecida. As primeiras referências a TC espiral podem ser encontradas em

várias fontes independentes. Uma patente única de varredura em espiral não existe (KALENDER, 2006).

Paralelamente a estes desenvolvimentos, embora, também, sem o conhecimento do trabalho realizado em outros lugares, Y Bresler e CJ Skrabacz, da Universidade de Illinois realizavam estudos teóricos sobre o princípio de espiral, que foram publicadas relativamente tarde (Bresler e Skrabacz, 1993). Eles caracterizaram as suas considerações como "intelectualmente interessantes", mas de pouca relevância na prática. Esta avaliação foi reforçada pela fabricante americana de sistemas de TC, GE Medical Systems, que também investigou este modo de varredura, mas decidiu no momento que este não era adequado para uso clínico em geral, devido aos problemas que haviam de se esperar com a qualidade da imagem (KALENDER, 2006).

A razão desta postura era a necessidade de que dois requerimentos básicos, para a TC seqüencial, não poderiam ser negligenciados sem implicações negativas para a qualidade da imagem: o paciente não pode se mover durante a aquisição dos dados, e, a geometria da varredura deve ser perfeitamente plana. As conseqüências são bem conhecidas, se uma destas duas condições for violada. Se o paciente ou se somente os órgãos internos ou parte deles se moverem durante a varredura, resultará em artefatos. A mesma situação é de ser esperada se o paciente, apesar de cooperar e não se mover, está sendo transportado pelo movimento da mesa através do campo de medição. Exemplos de conflitos com o segundo requerimento – estrita observância da geometria planar de varredura - eram conhecidos da mesma forma. Artefatos surgem quando o foco do tubo de raios X, devido a efeitos térmicos ou imprecisões mecânicas, não segue o caminho prescrito ou quando o ponto focal e o detector não viajam no mesmo plano. O último problema existe em particular para equipamentos de EBCT. Em geral e para as situações descritas acima, dados inconsistentes são gerados, uma vez que o sistema de varredura não vê exatamente a mesma secção para diferentes posições angulares. Tais inconsistências levam a artefatos nas imagens. A TC espiral, porém, baseia-se precisamente na violação destes dois princípios: não exige a geometria planar, e que não se mova o paciente durante a varredura. Isso explica porque a maioria dos especialistas mostraram mais do que apenas algumas restrições em relação ao novo modo de varredura. Críticos inicialmente denominavam TC espiral como um método para produzir artefatos de

TC. Alternativas foram sugeridas, tais como o uso do movimento dos colimadores para combinar as vantagens da varredura rápida de volume e da geometria da varredura planar. (Toth et al, 1991). A solução proposta em 1989 foi à geração de conjuntos de dados representando secções únicas a partir do conjunto de dados volumétricos em espiral rebinning² dos dados e interpolação z. (Kalender et al, 1990b). A solução foi bem sucedida e estendida para sistemas de aquisição de múltiplas secções (multi-slice) (Kachelrieß et al, 2000a) (KALENDER, 2006).

Demorou em torno de três anos para TC espiral receber uma maior aceitação. No final de 1992 todos os principais fabricantes anunciaram equipamentos de TC com tecnologia “slip ring” aptos para TC espiral. Desde então, uma evolução técnica surpreendente tem sido observada, proporcionando aumento da energia dos raios-X, das capacidades dos computadores e outras melhorias técnicas. Não foram apenas o incremento de parâmetros técnicos e aumento da velocidade de varredura, mas à melhoria da qualidade da imagem: o potencial para fornecer a resolução em 3D e detecção de lesão (Kalender et al 1994) e para a resolução espacial isotrópica de sub-milímetros (Kalender 1995) fornecida pela TC espiral foi comprovada no início de 1990.

Estes aprimoramentos se tornaram realidade clínica, com a introdução dos sistemas de TC de quatro secções simultâneas e tempos de rotação de 0,5 segundos, no ano de 1998. Isto significou uma redução no tempo de varredura do volume por um fator 8, comparado com o típico 1 segundo dos sistemas com fileira única de detectores, sendo o ponto culminante na evolução da TC na década de 1990. Diversos sistemas de duas secções estavam no mercado há mais tempo. A introdução da tecnologia de “fileiras de detectores”, em 1998, foi mais além e significou o começo de uma série de desenvolvimentos de novos equipamentos. Ver Tabela 1. Adicionar mais fileiras na “fileira dos detectores” não era um problema. Embora os conceitos e o número de fileiras de detectores diferem consideravelmente dos quatro fabricantes que operam neste domínio, surpreendentemente, todos chegaram a prever quatro secções de aquisição, em 1998. Isso significou o início da “corrida das secções”, que se tornou um fenômeno no início do ano 2000. Fileiras de detectores alargadas per-

² “Rebinning” significa reordenar as projeções em leque para um conjunto de projeções em paralelo, tendo em vista que a solução original de Randon deriva da geometria paralela. Isto requer a reamostragem das projeções através de interpolação (HSIEH, 2003, p.76).

mitem uma rápida varredura e uma utilização mais eficaz do fluxo de raios-X disponíveis, devido ao aumento do ângulo sólido (KALENDER, 2006).

A década de 1990 também significou o início da fase seletiva em imagens cardíacas convencionais, isto é, equipamentos não EBCT. As primeiras imagens foram produzidas por Arkadiusz Polacin e Kalender Willi no contexto de seus trabalhos sobre as novas abordagens de reconstrução em espiral (Polacin et al, 1992). As reações foram semelhantes àsquelas relativas à proposta de varredura em espiral. Eles se reuniram com a descrença e foram vistos como indesejáveis, pois, em termos de gestão, imagens cardíacas foram reservadas para EBCT. Demorou até 1995, quando o autor tornou-se livre para decidir sobre os projetos, uma situação que ele sempre admirou em Sir Godfrey Hounsfield, para que ele retomasse o trabalho na imagem cardíaca. Uma série de publicações seguidas (Kachelrieß e Kalender 1997, 1998, Kachelrieß et al, 2000b), mas levou até o início dos anos 2000 para que a abordagem fosse incluída como produto opcional pelos fabricantes (KALENDER, 2006).

Tabela 1 – Equipamentos de tomografia computadorizada com sistemas de detectores de múltiplas fileiras. D representa o número de fileiras de detectores, M o número de secções escaneadas simultaneamente.

Fabricante	Tipo de equipamento	Número de fileiras D	Número de secções M	Ano
EMI	Mark I	2	2	1972
Siemens	SIRETOM 2000	2	2	1974
Siemens	SOMATOM SD	2	2	1977
Imatron	C – 100	2	2	1983
Elscint	Twin	2	2	1994
GE	LightSpeed	16	4	1998
Marconi	Mx8000	8	4	1998
Siemens	SOMATOM Volume zoom	8	4	1998
Toshiba	Aquilion	34	4	1998
GE	LightSpeed 16	16	16	2001
Philips	IDT 16	24	16	2001
Siemens	SOMATOM Sensation 16	24	16	2001
Toshiba	Aquilion	40	16	2001
GE	VCT 64	64	64	2004
Philips	Brilliance 64	64	64	2004
Siemens	SOMATOM Sensation 64	40	64	2004
Toshiba	Aquilion	64	64	2004
Toshiba	Prototype	256	256	2004
Siemens	SOMATOM Definition	2 × 40	2 × 64	2005

Fonte – KALENDER (2006, p. 38).

No fim dos anos de 1990 a TC foi totalmente restabelecida. Tempos de varredura abaixo de 1 segundo por imagem e abaixo de 1 minuto para completar os exames eram rotineiramente disponíveis. A TC se tornou novamente um tema de alto interesse científico. A modalidade de TC, que já havia sido considerada ultrapassada na década de oitenta, teve um "renascimento", quando foi amplamente reconhecida (KALENDER, 2006).

2.2.1.4 Década de 2000 – Varredura rápida com feixes cônicos

Os primeiros anos do novo milênio mostram uma continuação direta de desenvolvimento da década anterior: a "corrida das secções". Mais fileiras foram adicionadas às matrizes de detectores e conseqüentemente mais secções foram adquiridas simultaneamente. Aquisições simultâneas de 16 secções se tornaram disponíveis em 2001; equipamentos com 64 secções representam o estado da arte e são fornecidos igualmente pelos quatro maiores fabricantes. A qualidade da imagem chegou a um nível muito elevado que pode ser garantida, mesmo em tempos curtos de exames (KALENDER, 2006).

No entanto, muitas vezes postulou-se que o desenvolvimento seria simplesmente continuar de 128 para 256 fileiras de detectores e assim por diante e que a lei de Moore, que prevê a duplicação da capacidade de computação a cada 18 meses em na tecnologia da informática também são válidas para TC em relação ao número de secções escaneadas por unidade de tempo. Existem limites claros, no entanto, um número de problemas e desvantagens é de se esperar se o ângulo cônico é aumentado.

Modernos equipamentos de TC de múltiplas secções permitem executar a maioria dos exames desejados com confiabilidade muito alta. Uma exceção pode ser a TC cardíaca. Angiografia coronária de TC, por exemplo, pode ser realizada facilmente e de forma não invasiva, com TC de 64 secções, com tempos de varredura menores que 10 segundos, com resultados impressionantes. No entanto, a literatura indica uma taxa de sucesso de diagnóstico em torno de 80 a 90%. Maior resolução temporal, ou seja, tempos de varredura efetivamente pequenos eram considerados necessários para o início de 2000, e a TC cardíaca foi à força condutora para novos desenvolvimentos (KALENDER, 2006).

Alta resolução temporal tem sido sempre alcançada por uma alta velocidade de rotação. Há sérios obstáculos, contudo, com o aumento contínuo da velocidade. Não é somente o aumento das forças centrífugas que atingem cerca de 30 g nos equipamentos típicos, com tempo de rotação de 330 ms. E acima de tudo existe o problema de se fornecer energia dos raios X. A energia dos raios X é inversamente

proporcional ao tempo de rotação $kV = \frac{1}{t}$ para se chegar a um produto mAs ($mA \times s$) constante. Isto não é concebível atualmente e, provavelmente, também não será no futuro próximo, com os níveis de energia dos raios X de 200 kW ou mais necessários para suportar tempos de rotação abaixo de 200 ms (KALENDER, 2006).

Uma alternativa atraente são os sistemas de múltiplas fontes. Um primeiro tipo de equipamento com duas unidades de raios-X (duas fontes e dois detectores) tornou-se disponível em 2005 (Flohr et al; 2006) e foi instalado no Instituto de Física Médica, em Erlangen. Com um tempo de rotação de 330 ms este sistema fornece tempos de varredura efetivos de $330/4$ ou 83 ms para varredura parcial. Com reconstruções de múltiplos segmentos em fases seletivas (Kachelrieß e Kalender 1998, Kachelrieß et al; 2000b), este pode ser reduzido para 50 ms ou menos. Simulações têm mostrado que dobrar o número de sistemas de aquisição de um dado “gantry” é a forma mais eficiente para reduzir os tempos de varredura efetivos nas imagens cardíacas do que uma redução do tempo de rotação por um fator de 2 (Kalender 2005b). Os resultados dos testes técnicos e de uma primeira avaliação clínica confirmaram as expectativas (Achenbach et al; 2006). Imagens cardíacas com tomografia computadorizada parecem agora também chegar a um nível de amadurecimento e estável com a nova tecnologia de TC com duas fontes (Dual Source).

O que resta para a TC alcançar no futuro? O autor, Willi Kalender, espera mais crescimento e refinamento em todas as áreas de TC, mas os possíveis avanços possivelmente estarão fora do objetivo principal da TC clínica. Diversificação no uso da TC, os meios de contraste e novos marcadores, novas combinações de modalidades de imagem são de bastante interesse. Arranjos na largura dos detectores são considerados aplicações especiais nas imagens de TC. Esforços foram iniciados na década de 1990 (Fahrig et al; 1997). Os mais importantes neste momento são os esforços para fornecer imagens tomográficas em unidades de braço em C, para geração de imagens intervencionistas e intra-operatórias; isso irá melhorar o fluxo do trabalho clínico e proporcionará imagens radiográficas, fluoroscópicas e de tomografia computadorizada em um aparelho. Reconstruções das imagens estão disponíveis (Pan et al; 2004). Parece que o padrão clínico de TC e braço em C intervencionista, que se desenvolveu de forma independente, podem convergir em vários aspectos. A TC nunca foi mencionada em conexão com os conceitos de imagem molecular. No

entanto, já está estabelecida, em combinação com tomografia por emissão pósitron e tomografia por emissão de fóton único (PET e SPECT) e, em particular, na pesquisa pré-clínica e de imagem de pequenos animais com micro-TC. A recente tecnologia disponível oferece meios práticos para a TC de duas fontes (*Dual Source*). Em combinação com novos traçadores desenvolvidos esta também oferece novos horizontes para a imagem de TC. A TC parece estar em uma fase mais inovadora, no início da década de 2000, do que antes (KALENDER, 2006).

2.2.2 Visão geral do sistema de tomografia computadorizada

Tomografia computadorizada produz imagens bidimensionais seccionadas através do corpo. Estas são reconstruídas a partir de análises matemáticas da radiação transmitida e mostram as atenuações (densidades) dos tecidos dentro de cada secção³.

Equipamentos tomográficos atuais têm fileiras de detectores capazes de gravar múltiplas secções tais como 4, 16, 64, 256 e 320 com especialidade em aplicações cardíacas, que permitem que o escaneamento seja feito de forma mais rápida (MARTIN, 2008, p. 401).

O objetivo da tomografia computadorizada é obter uma imagem das estruturas internas de um objeto irradiando, em vários ângulos diferentes (QUINTO, 2005, p. 2).

Os sinais dos canais individuais são normalizados e convertidos em valores logarítmicos de atenuação. Em seguida, os dados resultantes de uma única leitura são combinados proporcionando projeções completas em 2 dimensões (2D), que são após gravadas no disco rígido. Após várias correções que correspondem as não linearidades e imperfeições conhecidas do sistema, os “*raw datas*” resultantes estão prontos para a reconstrução da imagem real (FUCHS et al; 2003).

³ Neste trabalho foi usado o termo “secção” ao invés do termo “*slice*”, tanto referindo-se ao paciente quanto ao equipamento de TC.

A Figura 3, ilustra uma configuração típica do sistema de um equipamento de TC moderno. O tubo de raios X e o arco de detectores são montados no *gantry* rotatório, enquanto a real posição longitudinal é determinada pela translação da mesa do paciente. Todos os componentes são controlados por uma unidade principal central que cuida da sincronização da velocidade da mesa, rotação do *gantry*, leitura dos detectores e produção de raios X. Para evitar o superaquecimento do tubo de raios X uma unidade adicional é posicionada entre o controle de varredura e o gerador de alta voltagem. Este controlador do aquecimento do tubo verifica continuamente a temperatura do tubo de acordo com a avaliação dos dados pré-armazenados de energia elétrica disponibilizada e calor dissipado (FUCHS et al; 2003).

Em geral, existem duas formas de iniciar a leitura do sistema de detecção: os dados são adquiridos com intervalos equidistantes de tempo ou de ângulo. Isso significa que nem o tempo Δt de integração da carga dos detectores, ou que numa posição angular verdadeira de rotação do *gantry*, são medidos de modo contínuo, ou seja, a leitura somente é acionada quando o tubo tem avançado um intervalo angular fixo $\Delta\alpha$. Além disso, a colimação da largura total do feixe de raios X e a velocidade angular de rotação do *gantry* são definidos de modo adequado às exigências dos protocolos de varredura específicos e dentro dos limites de tolerância da precisão. A lista dos parâmetros físicos de varredura, definidos através dos protocolos de varredura, é escolhida pelo operador incluindo a voltagem e a corrente do tubo, a velocidade de rotação do *gantry*, as simultâneas viagens da mesa e a largura total do feixe colimado de raios X. Implicitamente, baseados nos parâmetros definidos, o tamanho do ponto focal e o número de projeções amostradas durante uma rotação completa (360°) são selecionados. Com respeito ao paciente, os parâmetros físicos de varredura determinam a exposição à radiação. Para indicar a quantidade de radiação utilizada para um exame específico é comum observar o produto da corrente (mA) e o tempo (s) necessário para uma única rotação de 360° do tubo, o assim chamado mAs. Típicos mAs variam de 10 mAs com varreduras de baixa dose, isto é, em radiologia pediátrica, até 500 mAs nas varreduras de alta dose necessárias para imagens de baixo ruído de pacientes adiposos. Atenção especial deve ser dada à grande quantidade de dados adquiridos, de até 5 GB por varredura, que devem ser transferidos e processados pelo sistema de processamento de imagem dentro de um prazo muito curto. Em particular, com respeito ao aumento contínuo da velocidade

de de rotação do *gantry*, os dados transferidos e a velocidade de processamento devem manter-se com a diminuição dos tempos de varredura. É claro que a aceleração de um equipamento maciço como o *gantry* de TC é acompanhada de forças mecânicas, aumentando na 2ª potência com a frequência angular; isto impõe dificuldades adicionais na construção e melhoria dos sistemas de TC. Embora a energia elétrica para alimentar o tubo de raios X seja ainda transferida para o *gantry* rotativo através da tecnologia “*slip ring*”, a saída dos dados medidos é baixada usando uma rede local sem fio (WLAN). Para acompanhar as altas taxas de dados envolvidos durante a medição, as etapas necessárias de pré-correção física, *rebinning* dos raios geométricos, interpolação em espiral e/ou de ponderação, convolução e retroprojeção das projeções devem ser otimizadas em relação ao tempo de processamento. Através do encadeamento de multiprocessadores, tabelas de referência pré-calculadas e placas de processadores específicos de equipamentos modernos atingem taxas maiores do que 10 imagens reconstruídas por segundo.

Assim, a quantidade de imagens reconstruídas durante um único estudo aumentou para mais do que 1000 vezes. Um dos principais desafios recentes para radiologistas é encontrar novas maneiras para inspecionar as imagens primárias e chegar a uma decisão diagnóstica em um tempo justificável e com esforços razoáveis. Em adição, o arquivamento de uma grande quantidade de dados do paciente, que é exigido por leis em vários Países, coloca novos desafios aos sistemas de processamento de informação médica. As projeções pré-processadas são armazenadas no disco rígido e mantidas pelo menos até que o exame seja concluído. Isto permite reconstruções repetidas com o mesmo conjunto de dados, mas com diferenças nos parâmetros de reconstrução da imagem. Estas diferenças incluem propriedades geométricas como o tamanho do pixel, as dimensões das matrizes (geralmente 512×512) e a posição da secção representada dentro do sistema de coordenadas do equipamento (a origem da imagem em x , y e a sua posição em z). Além disso, a qualidade da imagem é determinada pela escolha do “*kernel*” de convolução (controle de ruído e resolução espacial), a largura da secção reconstruída e o método de interpolação para aquisição em espiral (FUCHS et al; 2003).

Basicamente, um sistema de TC mede a distribuição 3-D do coeficiente de atenuação linear dos raios X. É comum converter os valores dos coeficientes de atenuação para os chamados valores de Hounsfield ou números de TC, antes de exi-

bir as imagens na tela do computador. A eficiência intrínseca de um sistema típico de TC é em torno de 0,1% (1/1000) para os tecidos moles. Uma Unidade de Hounsfield (HU) corresponde exatamente a 0,1% da diferença de atenuação da água pura. Uma mudança adicional é aplicada tal que o ar produz -1000 HU e a água pura 0 HU. Matematicamente, o redimensionamento dos coeficientes de atenuação μ podem ser expressados pela seguinte equação:

$$NCT = \frac{\mu_T - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \cdot a \quad (1)$$

onde:

μ_T , refere-se ao coeficiente de atenuação do órgão ou tecido;

μ_{H_2O} , refere-se ao coeficiente de atenuação da água;

a, refere-se ao fator de escala e determina quantos NTC serão atribuídos entre os coeficientes de atenuação linear do ar e da água, para uma dada energia do feixe de raios X. Nos equipamentos de TC atuais $a = 1000$ NTC.

A fim de permitir que o radiologista ajuste o contraste exibido na tela do monitor, o número de escalas de cinza disponíveis podem ser interativamente adaptadas à escala Hounsfield. A região dos valores de NTC⁴ que são discerníveis entre preto puro e branco puro é chamado de janela de exibição e é definida pela sua largura e seu centro em NTC (FUCHS et al; 2003).

⁴ Neste trabalho será utilizado o acrônimo NTC, ao invés de HU.

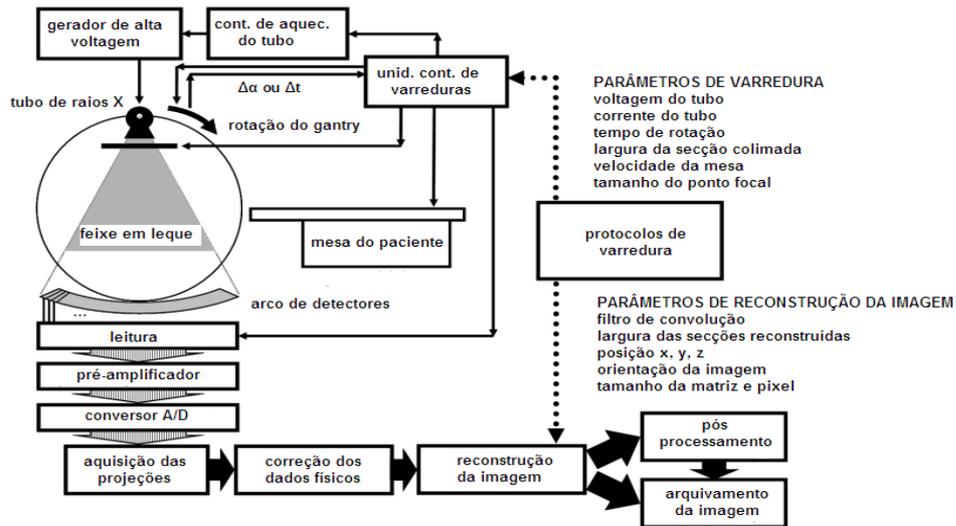


Figura 3 – Esboço de uma configuração típica de um sistema de TC. Os dados da varredura são processados, conforme indicado pelas setas em negrito, setas finas correspondem aos sinais de controle. As linhas pontilhadas indicam os parâmetros definidos pelo

Fonte: FUCHS et al (2003, p. 1494).

2.2.3 Processo de Formação da Imagem em Tomografia Computadorizada

O método de formação dos tomogramas computadorizados (secções transversais) é bem mais complexo do que a imagem radiográfica convencional. O processo pode ser dividido em três fases: aquisição dos dados, reconstrução matemática da imagem e formatação e apresentação da imagem (CARLOS, 2002, p. 4).

2.2.3.1 Processo de aquisição dos dados em TC.

Dados são adquiridos quando raios X passam através do paciente, atingem os detectores e são registrados (Figura 4), (ROMANS, 2010).

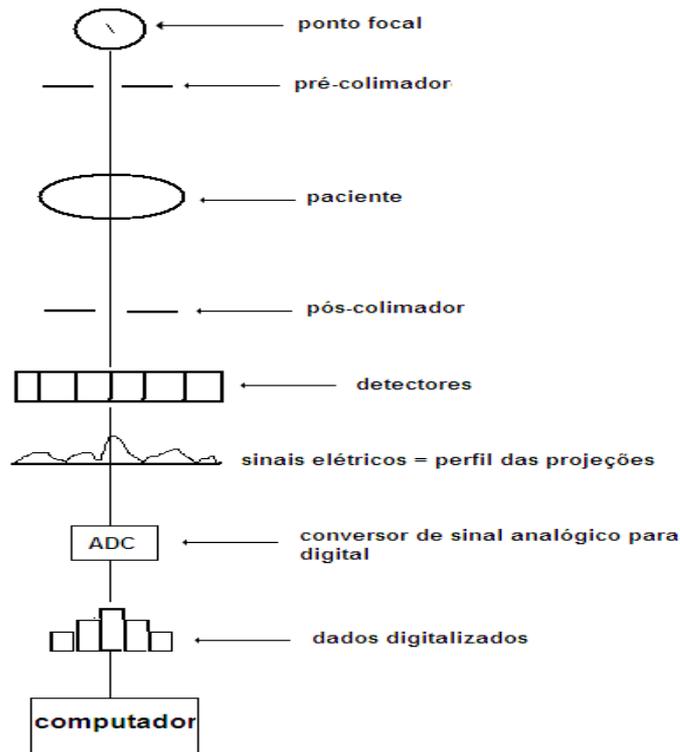


Figura 4 – Esquema básico de aquisição dos dados em TC.
 Fonte: SEERAM (1994, p. 86).

O primeiro passo para a aquisição dos dados é o escaneamento. Durante o escaneamento o tubo de raios X e os detectores giram em torno do paciente para coletar as projeções. Para um número de diferentes localizações, os detectores medem a radiação transmitida através do paciente para todas estas diferentes localizações. Como um resultado, os valores de transmissão relativa ou medidas de penetração podem ser calculados (SEERAM, 1994).

Existem três métodos comuns no qual equipamentos de TC adquirem os dados: escaneamento preliminar ou localizador, escaneamento axial ou “*slice by slice*” e escaneamento helicoidal ou espiral (ROMANS, 2010).

Estes métodos são definidos de acordo com o tipo de geometria do feixe usado para coletar as radiações transmitidas através do paciente. Basicamente, existem três tipos de geometrias de aquisição. Geometria de feixe paralelo, geometria de feixe em leque e geometria de varredura em espiral, o mais recentemente desenvolvido dos três (SEERAM, 1994).

Escaneamento preliminar são aquisições de imagens digitais que são criadas enquanto o tubo e a mesa permanecem estacionados através do campo de varredura. Este escaneamento não é uma secção axial e sim uma única projeção, onde estruturas anatômicas aparecem sobrepostas, como aquelas descritas pela radiografia convencional.

A posição do tubo determina a orientação da imagem. Se o tubo estiver posicionado acima do paciente, o escaneamento preliminar será uma visão Ântero-Posterior (A-P). Se o tubo estiver posicionado em ambos os lados do paciente (direito ou esquerdo), o escaneamento preliminar será uma visão lateral. Imagens preliminares são chamadas por vários nomes, dependendo do fabricante. Os termos “*scout*”, “*surview*”, topograma, escanograma, “*preview*” e piloto, todos tem sido usados (Figura 5).

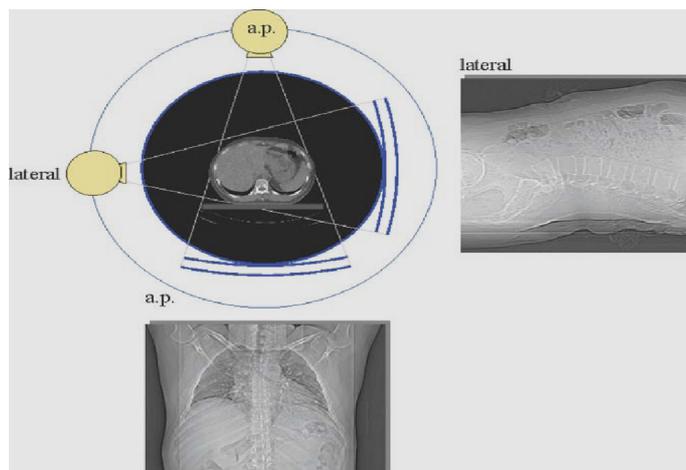


Figura 5 – Varredura panorâmica para o planejamento da posição das secções no plano da imagem.

Fonte: BUZUG (2008, p. 472).

Em todos os estudos de rotina, pelos menos um escaneamento preliminar é adquirido. Uma visão A-P permite ao técnico assegurar que a imagem seja apropriadamente centrada na direção x. Uma visão lateral permite ao técnico assegurar que a imagem seja apropriadamente centrada na direção y. Incluindo todas as áreas a serem escaneadas na imagem preliminar garantem que elas encontram-se dentro da faixa escaneável ou direção z. A extensão da área anatômica incluída na imagem

preliminar é controlada pelo técnico e depende do tipo de estudo. Imagens preliminares asseguram ao técnico prescrever a localização da secção axial. A maioria dos procedimentos de escaneamento depende de pontos de referência do início e término que podem ser facilmente identificados no topograma da imagem. A imagem preliminar assegura ainda ao técnico a seleção prospectiva do FOV (*Field of View*) ideal e o correto centro da imagem (ROMANS, 2010).

Na aquisição convencional “*slice by slice*”, os dados são coletados usando um número de diferentes geometrias do feixe para varrer o paciente. Essencialmente, o tubo de raios X gira em torno do paciente e coleta os dados da primeira secção. O tubo para e o paciente é movido e a próxima secção pode ser varrida. Este processo continua até todas as secções terem sido varridas, uma secção de cada vez (Figura 6) (SEERAM, 1994).

Quando a qualidade da imagem é avaliada através de “*phantoms*”, este método resulta em uma imagem de qualidade superior ao método helicoidal.

Este método é também referido como escaneamento axial, escaneamento convencional, escaneamento em série ou seriado e escaneamento seqüencial (ROMANS, 2010).

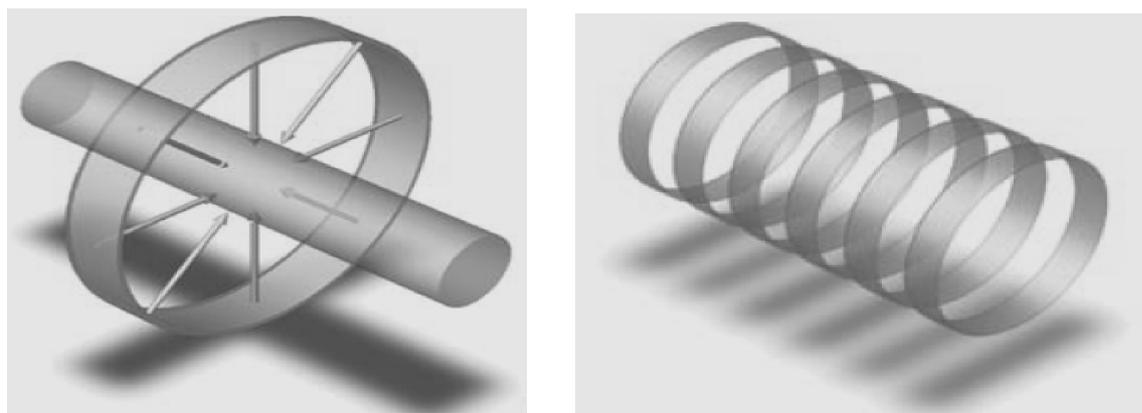


Figura 6 – Devido a pontos de parada do avanço da mesa, os dados são medidos em círculos separados.

Fonte: BUZUG (2008, p. 312).

Na aquisição volumétrica, o mais recente método de coleta dos dados, uma geometria especial conhecido como geometria espiral ou helicoidal é usada para

varrer um volume de tecido em vez de uma seção de cada vez. Com este método espiral, o tubo de raios X gira em torno do paciente e traça uma trajetória espiral/helicoidal para varrer um volume total do tecido durante uma única respiração contida, (Figura 7).

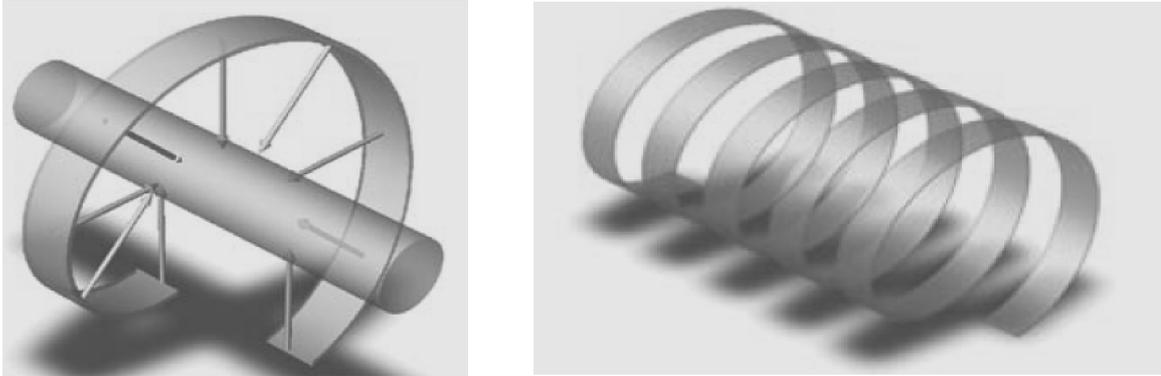


Figura 7 – Devido ao movimento contínuo da mesa, a trajetória não é uma órbita circular fechada.

Fonte: BUZUG (2008, p. 313).

Fundamentalmente, um equipamento de TC faz muitas medidas das atenuações através de uma seção de espessura fina no plano transversal do corpo (MAHESH, 2002, p. 951). O tipo de tecido que cada pixel representa é caracterizado pela habilidade do tecido em atenuar a radiação X. A atenuação é definida como a remoção dos fótons de raios X do feixe. Esta remoção pode ser acompanhada pela absorção e espalhamento da radiação X. Tecidos têm diferentes propriedades de atenuação, dependendo do seu número atômico, da densidade física e da energia dos fótons incidentes. A atenuação de um material pode ser descrito em termos do coeficiente de atenuação, simbolizado pela letra grega μ e representado pela unidade cm^{-1} (LEE, 1999, p. 6).

O sistema usa os dados para reconstruir uma imagem digital de seção transversal, com cada pixel na imagem representando uma medida da atenuação média do elemento voxel⁵ que se estende através da espessura da seção.

⁵ Elemento de volume de uma matriz de imagem digital. Representa a espessura da seção do objeto que será imageada, um voxel é um “borrão” em três dimensões e não se pode visualizar nenhum detalhe dentro dele.

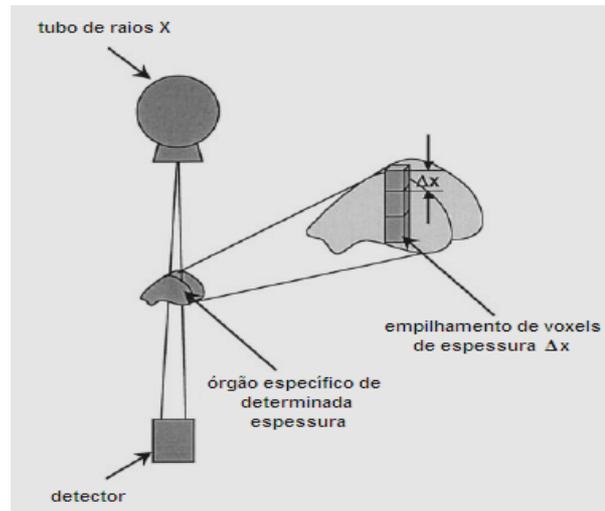


Figura 8 – Diagrama mostrando a atenuação dos raios X através de um órgão específico com um empilhamento de voxels no qual cada voxel possui uma espessura finita Δx .

Fonte: MAHESH (2002, p. 951).

Uma medida da atenuação quantifica a fração de radiação removida ao passar por uma determinada quantidade de um material específico de espessura x . A atenuação é expressa como,

$$I = I_0 e^{-\mu x}, \quad (2)$$

onde:

I é a medida da intensidade medida com o material no caminho do feixe de raios X, I_0 é a intensidade dos raios X medidos sem o material no caminho do feixe e μ é o coeficiente de atenuação linear específico do material, (Figura 9).

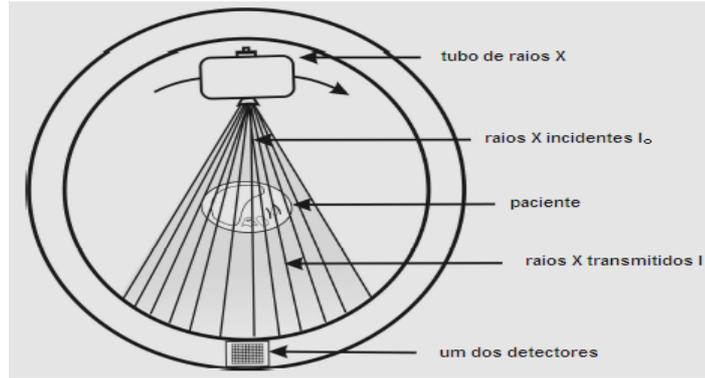


Figura 9 – Visualização parcial das variáveis da equação (1). Os termos μ e Δx referem-se, respectivamente, as propriedades do feixe e do paciente e a espessura da secção.

Fonte: AWEDA et al (2006, p. 003).

A soma de todos os raios que passam por cada voxel em todas as posições e ângulos (durante um giro de 360°) pode ser expressa como a soma de todos os valores de atenuação, no caminho linear desde a fonte de raios X até os detectores (GOLDMAN, 2007, p. 117). Esta medida de atenuação é chamada de “raio soma”. Se assumirmos que o raio que passa através do tecido é dividido em espessuras incrementais do voxel Δx , (Figura 8), a intensidade transmitida é dada pela seguinte fórmula,

$$I = I_0 e^{-\sum \mu \Delta x} \tag{2.1}$$

onde:

$$\tag{2.2}$$

Esta fórmula pode ser expressa pelo logaritmo natural () (MAHESH, 2002, p. 951, 952).

$$-\ln \left(\frac{I}{I_0} \right) = \sum \mu \Delta x \tag{2.3}$$

Retirando o somatório temos

$$-\ln \left(\frac{I}{I_0} \right) = \mu \Delta x \tag{2.4}$$

logo,

$$\mu = \frac{1}{x} \cdot \ln \left(\frac{I_0}{I} \right). \quad (2.5)$$

2.2.3.1.1 Dados de Projeção (“Raw Datas”).

Uma projeção é um conjunto completo de “raio soma” para um dado ângulo no qual a fonte de raios X ou unidade de detectores está posicionada sobre o paciente.

Múltiplas projeções para muitos ângulos são obtidas enquanto a fonte de raios X e os detectores giram em torno do paciente. Dados das projeções são um conjunto de projeções de todos os ângulos de imagem, (Figura 10). (MORIN, 2003, p. 515, 516).

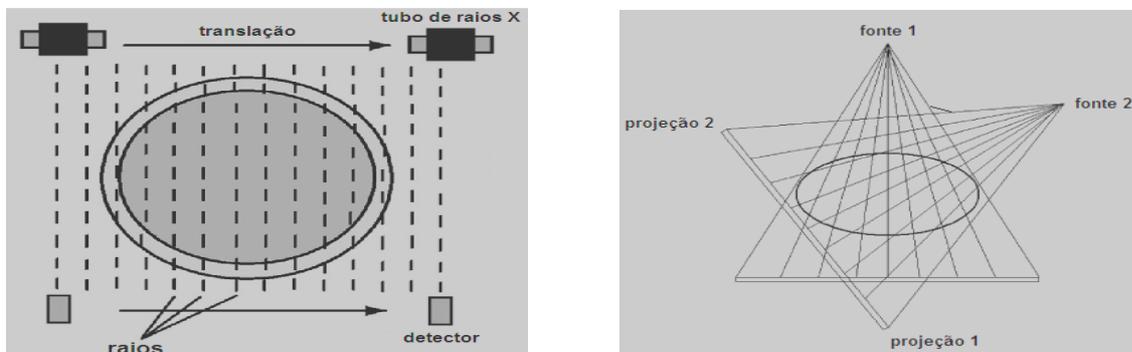


Figura 10 - (Esquerda) Geometria paralela. (Direita) Geometria em forma de leque.
Fonte: GOLDMAN (2007, p. 8) e MORIN et al (2003, p. 516).

O sistema calcula as propriedades de atenuação de cada “raio soma” e correlaciona após com a posição do raio. O resultado desta correlação é chamado de perfil de atenuação, (Figura 11). Um perfil de atenuação é criado para cada projeção de varredura. A informação de todos os perfis é projetada em uma matriz. O processo de conversão dos dados dos perfis de atenuação em uma matriz é conhecido como retroprojeção (ROMANS, 2010, p. 12).

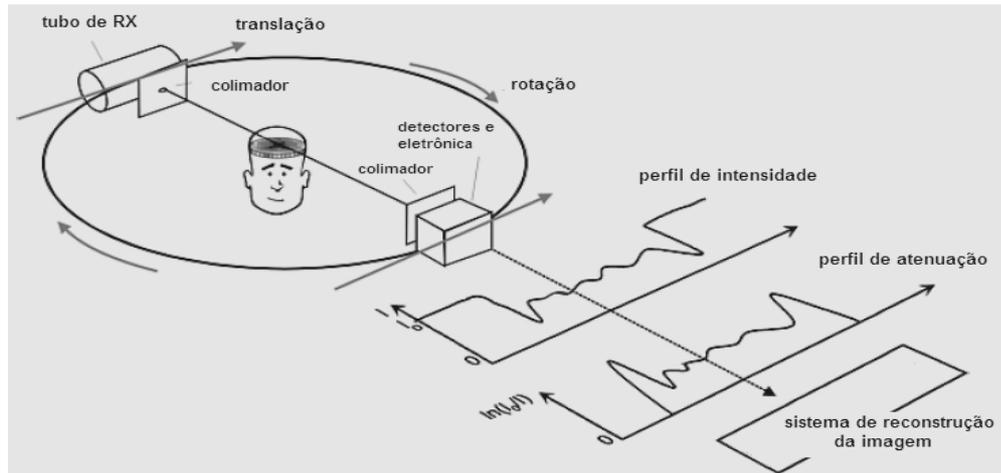


Figura 11 – Perfil de intensidade e perfil de atenuação medidos pelos detectores para uma projeção.

Fonte: KALENDER (2005, p. 26).

Os dados adquiridos de uma secção (corte) em TC podem ser visualizados antes da reconstrução. Este tipo de visualização é chamado de sinograma. O eixo horizontal do sinograma corresponde aos diferentes raios de cada projeção, por exemplo, para um equipamento de terceira geração, o eixo horizontal do sinograma corresponde aos dados adquiridos em um instante de tempo ao longo do comprimento da matriz de detectores. O eixo vertical do sinograma representa cada ângulo de projeção. Um equipamento de TC pode adquirir aproximadamente 1000 visões⁶ com 800 raios por visão, resultando em um sinograma que é de 1000 pixels de altura e 800 pixels de largura, correspondendo a 800.000 pontos de dados. O número de pontos de dados — adquiridos pelos equipamentos de TC gera algum impacto na qualidade final da imagem. Por exemplo, os equipamentos de 1ª e 2ª gerações usavam 28.800 e 324.000 pontos de dados, respectivamente. Numa imagem circular em um equipamento de TC moderno, ocupando 205.000 pixels, numa matriz 512×512, a relação entre os pontos dos “raw datas” e os pixels na matriz da imagem está na faixa de 3.2 a 3.9 ($800.000/205.000 = 3.9$).

O número de raios usados para reconstruir uma imagem de TC tem uma profunda influência sobre a componente radial da resolução espacial, principalmente

⁶ Tradução da palavra “views”. Em TC a palavra visão também pode ser relatada como projeção (HENDEE et al, 2002, p. 210).

pelo espaçamento e largura dos dados dos raios e o número de visões, afetando a componente circunferencial da resolução, (Figura 12) (BUSHBERG, 2002).

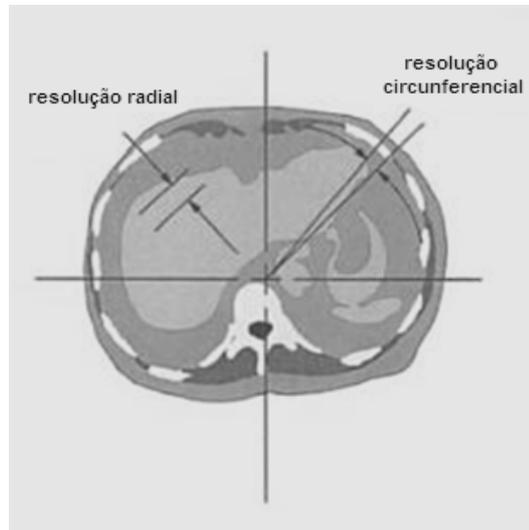


Figura 12 – Ao contrário da radiografia tela filme, onde a resolução da imagem é grandemente independente da posição, a resolução espacial na tomografia computadorizada, por causa do processo de reconstrução, tem ambas componentes radial e circunferencial

Fonte: BUSHBERG (2002, p. 347).

Os valores das atenuações projetadas (visões) do objeto que se encontram fora do eixo de rotação produzem um traço senoidal. Esta representação gráfica dos valores de projeção são frequentemente chamados de sinograma. (BUZUG, 2008, p. 161). O sinograma é uma ferramenta útil para a análise dos dados projetados. São posteriormente usados para a detecção de anormalidades no sistema de TC. Por exemplo, um defeito no canal do detector manifesta-se como uma linha vertical no sinograma, porque os dados coletados por um único canal de detectores tem uma distância fixa do isocentro em todos os ângulos. (HSIEH, 2003).

A Figura 13, ilustra o sinograma de uma imagem realizada com o phantom de acrílico com cinco orifícios. Durante a aquisição de 360° de TC para um objeto em particular, a posição do raio correspondente a esse objeto varia senoidalmente como uma função do ângulo de visão. Objetos mais próximos da borda do campo de visão produzem uma senoidal de alta amplitude e objetos mais próximos do centro de rotação tem uma senoidal de amplitude reduzida. Um objeto localizado exatamente no

centro de rotação do “gantry” produz uma sombra que aparece horizontalmente no sinograma (BUSHBERG, 2002).

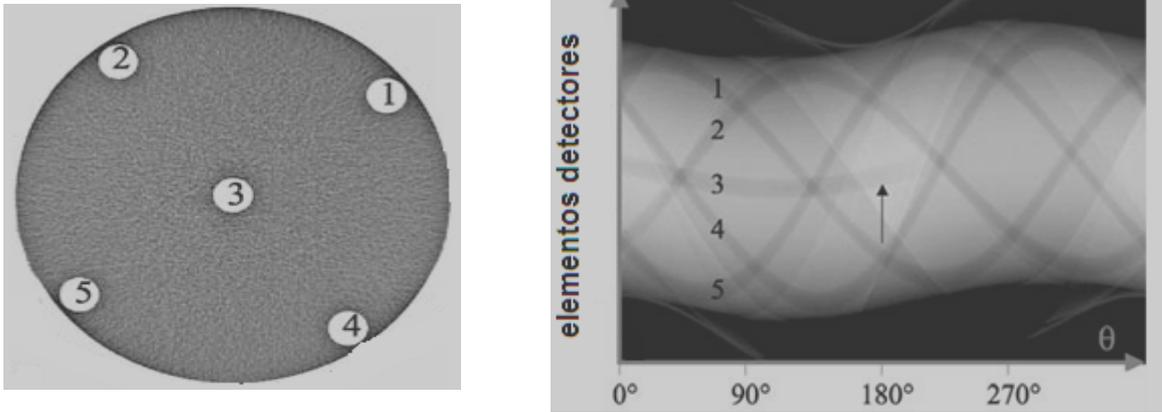


Figura 13 – O sinograma ilustrado (direita) correspondente a posição dos cinco objetos circulares (esquerda).

Fonte: BUZUG (2008, p. 434).

Os dados das projeções são o produto inicial da TC antes da retroprojeção filtrada e interpolação longitudinal necessária para criar secções axiais reconstruídas. Os dados das projeções consistem de uma integral de linha e nunca são visualizadas diretamente, porém são usadas para gerar imagens axiais. Existem várias razões para se reconhecer dados de projeções na prática clínica: (a) Propriedades espaciais, dos dados de projeção, são definidas na varredura de aquisição e não podem ser alterados subsequentemente; (b) Somente os dados de projeção são usados para reconstruir imagens axiais, de modo que qualquer reconstrução retrospectiva dos dados requer acesso aos dados de projeção; (c) Dados de projeção não são usados diretamente para criar imagens 3D e (d) na maioria dos casos, não é prático arquivar estes grandes conjuntos de dados, assim o acesso para gerar conjunto de dados volumétricos é limitado pelo tempo. (DALRYMPLE et al; 2005, p. 1412, 1413).

2.2.3.2 Reconstrução da imagem

Para criar uma imagem em TC o sistema usa todas as informações coletadas pelos detectores durante o processo de aquisição dos dados e, através de uma série de passos, este manipula os dados e produz uma imagem útil que pode ser enviada para um dispositivo de exibição. Este processo de manipulação dos dados (*raw data*) é chamado de reconstrução da imagem (ROMANS, 2010).

Os dados obtidos nos canais de detectores são repassados, perfil por perfil, para a eletrônica dos detectores como sinais elétricos correspondendo a real atenuação dos raios X. Estes sinais elétricos são digitalizados e, após, transmitidos ao processador de imagem. Neste estágio, as imagens são reconstruídas, basicamente, por meio de três processos: pré-processamento, convolução e retroprojeção (Figura 14).



Figura 14 – Processo envolvido na reconstrução da imagem em TC.

Fonte: PROKOP (2003, p.06).

Os “*raw data*” adquiridos por um equipamento de TC são pré-processados antes da reconstrução, devido a muitos fatores.

Um dos pressupostos básicos é a natureza monoenergética dos feixes de raios X de entrada. Isto requer que todos os fótons de raios X de entrada emitidos da fonte tenham a mesma energia. Mas na realidade, esta condição nunca é satisfeita. O espectro energético de raios X é contínuo. Por exemplo, quando selecionamos uma energia de 120 kVp, a energia dos fótons de saída variam entre 10 kV a 120 kV. Para a maioria dos materiais, os valores de μ mudam com a energia dos raios X. Devido à natureza polienergética dos feixes de raios X e a dependência energética de μ , a equação (1.5) deixa de ser válida. Não existe uma relação linear entre a pro-

jeção medida e a espessura do objeto. Este é o problema, bem sabido, do endurecimento do feixe que causa artefatos de “cupping”, listras e sombreamento nas imagens reconstruídas (HSIEH, 2002).

Outro problema que afeta a eficiência das medidas das projeções é a radiação espalhada. Nem todos os fótons de raios X que chegam aos detectores são fótons primários. Uma porção significativa do sinal é gerada pela radiação espalhada. A radiação espalhada acrescenta uma predisposição de baixas frequências nas medidas das atenuações reais. Radiação espalhada em TC causa ineficiência dos números de TC reconstruídos e também produzem artefatos de listras e sombreamento.

A terceira fonte de erros nas medidas é a não linearidade dos detectores ou sistemas de aquisição de dados (DAS). Por exemplo, é conhecido que as correntes escuras⁷ estão presentes em todos os equipamentos eletrônicos. A corrente escura produz uma predisposição dependente do canal e dependente da temperatura nas medidas do fluxo de raios X. Outro exemplo de não linearidade é a variação do ganho dos detectores de cintilação. Alguns dos cintiladores, tal como o CdWO_4 , são conhecidos por apresentar histerese⁸ ou fenômeno causado por danos da radiação. O ganho dos detectores torna-se dependente da sua história de exposição da radiação. Embora muitos dos fenômenos causados pelos danos da radiação podem se auto recuperar sobre um extenso período de tempo, isso pode apresentar problemas significativos para varreduras contínuas e varreduras repetitivas no paciente (HSIEH, 2002).

A última fonte de erro vem do próprio objeto escaneado. Na maioria das aplicações clínicas, o objeto de interesse é um paciente vivo. Mesmo os mais avançados equipamentos de TC têm 10 segundos para completar a cobertura de um órgão. Movimentos voluntários e involuntários do paciente são inevitáveis. Como resultado, projeções tomadas em diferentes instantes não representam a integral da atenuação da linha do mesmo objeto (HSIEH, 2002).

⁷ Corrente escura, é uma corrente que passa através do circuito condutivo quando não há presença de radiação ionizante nem de fótons luminosos. (DICIONÁRIO DE ELETRÔNICA, 2003, p. 87).

⁸ Histerese vem do grego e significa “ficar para trás”. A expressão foi introduzida pelo físico J. A. Ewing em 1881. É um fenômeno apresentado por determinados sistemas físicos cujas propriedades dependem de sua história precedente. (DICIONÁRIO HOUAISS, 2005, p. 117).

Outras fontes de erros podem também conduzir a artefatos na imagem e ineficiência das medidas, tais como: radiação da fonte de raios X fora de foco, presença de metal no plano de varredura, insuficiência de fótons, “gantry” desalinhado, tubo de raios X⁹ arqueado, deficiência na amostragem das projeções, efeito de volume parcial, desvio do ponto focal, vibração mecânica, projeção truncada, rotor do tubo de raios X oscilando e modo de aquisição dos dados (HSIEH, 2002).

A etapa de filtração em si pode ser realizada pela convolução matemática ou pela multiplicação das projeções e filtros, seguindo pela Transformada de Fourier (TF). Em suma, retroprojeção filtrada é um procedimento de dois passos. Cada projeção é primeiramente filtrada, em seguida a retroprojeção é realizada.

A abordagem descrita acima aplica-se somente a equipamentos que adquiram secções de imagens paralelas uma a uma (modo “*slice by slice*”). Em varreduras de TC helicoidais, uma manipulação matemática adicional dos dados de projeção é necessária antes da reconstrução da imagem. Na varredura helicoidal, a mesa do paciente move-se durante a aquisição dos dados. Dados de projeções são adquiridos continuamente e, portanto, são arranjados na forma de hélice. Assim, é necessário manipular matematicamente os dados de projeção para calcular as projeções paralelas em localizações eqüidistantes ao longo do eixo z. Este passo é então chamado de interpolação do eixo z, filtração z ou “*rebinning*”. Similar aos filtros de reconstrução, a maioria dos vendedores de equipamentos de TC permitem uma escolha entre vários algoritmos interpoladores no eixo z. A escolha do algoritmo de interpolação pode ter profundos efeitos na qualidade da imagem e dose de radiação usados para imagens axiais e qualquer reformatação subsequente (MORIN et al; 2003).

A retroprojeção envolve a reordenação dos dados convoluídos para uma matriz de imagem 2D, representando a secção do paciente que está escaneada. Isto é realizado, perfil por perfil, por todo o processo de reconstrução da imagem. Retro-

⁹ Conforme email recebido do Engenheiro da Siemens, Sr Silvério Reckziegel, um tubo novo é suposto estar com vácuo de alta pureza isolador de elementos dentro da ampola. Com o tempo de uso o feixe de elétrons de alta potência acaba arrancando do anodo partículas de vapor metálico e também liberando gás que no processo de fabricação do anodo ficou aprisionado nesse disco. Devido ao uso intensivo do tubo de raios X, a quantidade de vapor metálico depositado dentro da ampola aumenta, chegando numa situação em que ocorre uma descarga elétrica adicional. Nesse instante chama-se “arco” um flash de descarga elétrica que consome esse gás. Esse processo é normal nos tubos de raios X.

projeção resulta em atribuir uma densidade exata para cada um dos pixels que são, após, mostrados como tons de cinza mais claros ou mais escuros. Quanto mais claros os tons de cinza, maior a densidade do tecido dentro do pixel, por exemplo, osso (HOFER, 2007, p. 12).

O conceito básico na retroprojeção é a atribuição do valor dos “raios-soma” para todos os elementos da figura (pixels) ao longo do caminho dos “raios-soma”. Durante a aquisição, as informações da atenuação ao longo de um caminho conhecido do feixe de raios X são integradas pelos detectores. Durante a reconstrução da retroprojeção, os valores de μ de cada raio são sobrepostos para trás, ao longo do mesmo caminho em que foram coletados na imagem do paciente. Como os dados de um grande número de raios são retroprojetados na matriz da imagem, áreas com alta atenuação tendem a reforçar-se mutuamente e áreas de baixa atenuação também reforçam-se, construindo a imagem no computador (BUSHBERG, 2002). Retroprojeção simples produz artefatos por causa da sobreposição dos “raios-soma” nos dados de projeção. Estes artefatos reconstruídos podem ser eliminados alterando, matematicamente, cada projeção, tal que durante a retroprojeção as áreas sobrepostas cancelam-se umas com as outras (MORIN et al, 2003). Para reconstruir uma imagem “borrada”, uma função filtro é matematicamente aplicada para cada projeção antes da retroprojeção. A operação matemática é chamada de convolução, mas o processo é referido como filtração (GOLDMAN, 2007).

O processo de reconstrução da imagem deriva do valor do coeficiente de atenuação médio μ para cada voxel da secção transversal usando muitos raios de diferentes ângulos de rotação em torno da secção do paciente. A atenuação específica do voxel, μ , aumenta com a densidade e o número atômico dos tecidos medidos através do volume do voxel e diminui com o aumento da energia dos raios X.

Matematicamente, o valor de atenuação μ de cada voxel pode ser determinado algebricamente com um número muito grande de equações simultâneas usando todos os raios soma que interceptam o voxel. No entanto, um método muito mais elegante e simples é chamado de retroprojeção filtrada. Raios são coletados em conjunto e chamados de projeções que são feitas através de todo o paciente em uma determinada direção no plano de secção. Pode haver de 500 a 1000 ou mais raios em uma única projeção. Para reconstruir a imagem a partir das medidas dos

raios, cada voxel deve ser visto de várias direções diferentes. Um conjunto completo de dados requer muitas projeções com intervalos rotacionais de 1º ou menos em torno da secção transversal. A retroprojeção, efetivamente reverte o processo de atenuação, adicionando o valor de atenuação de cada raio em cada projeção anterior, através da reconstrução da matriz. Como este processo gera uma imagem borrada, os dados de cada projeção são matematicamente alterados (filtrados) antes da retroprojeção, eliminando o efeito de borramento intrínseco. Existem um número de técnicas de reconstrução avançada que são atualmente usadas no processo de reconstrução de imagens em TC (MAHESH, 2002, p. 951, 952).

A reconstrução, que é produzida automaticamente durante a varredura, é muitas vezes chamada de reconstrução prospectiva (reconstrução primária) e a reutilização dos “raw datas” para gerar novas imagens é chamada de reconstrução retrospectiva (reconstrução secundária), (Figura 15) (ROMANS, 2011, p.11).

O conjunto de dados axiais pode ser visualizado para interpretação ou usado para criar imagens 3D ou multiplanares. Isso exige cada vez mais algoritmos de interpolação sofisticados que levam em conta redundâncias na sobreposição dos dados, efeitos de velocidade da mesa e variação geométrica do feixe cônico de saída do tubo. Espessura da secção, intervalo de reconstrução, campo de visão e *kernel* de convolução (algoritmo de reconstrução) devem ser especificados a cada vez que os dados são reconstruídos. Múltiplas reconstruções de dados podem ser realizadas automaticamente por uma variedade de razões, incluindo ambos os *kernels* de tecidos moles e pulmões do tórax ou providenciando um conjunto de dados de secções finas para aplicação em 3D. Dados adicionais retrospectivos podem ser reconstruídos enquanto as projeções continuarem disponíveis (DALRYMPLE et al; 2005, p. 1413).

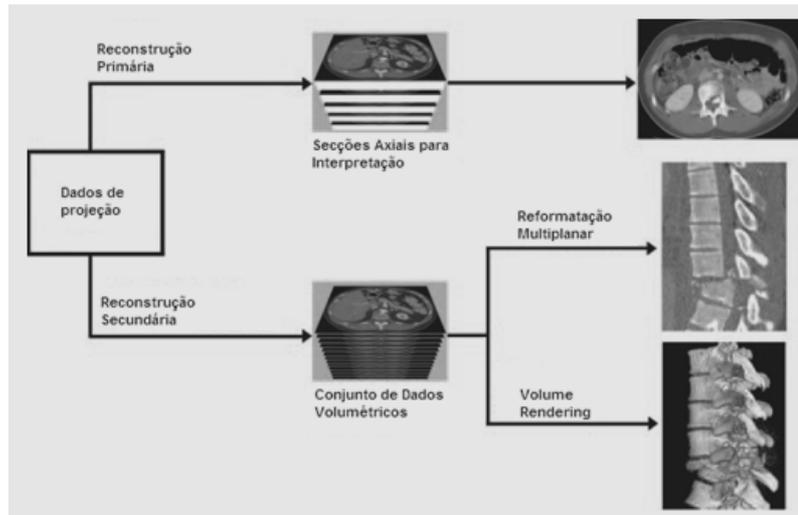


Figura 15 – Reconstrução das imagens tomográficas a partir dos dados de projeção.
Fonte: DALRYMPLE et al (2005, p.1415).

O passo final no processo de reconstrução da imagem é o armazenamento, que refere-se ao armazenamento da imagem digital reconstruída, (Figura 16).

Os valores de atenuação da equação (2.5), normalmente são apresentados como valores de cinza. Neste contexto, uma abordagem desenvolvida por Hounsfield revelou-se ser apropriada e é atualmente usada. Os valores de atenuação de cada voxel individual são transformados em uma escala adimensional (Escala de Hounsfield) e são relacionados com os valores de atenuação da água, (Figura 17). A definição destes valores de TC lidos

(3.0)

onde:

é a medida da atenuação do tecido no voxel e a (1000) é o fator de escala.

Em homenagem a Hounsfield, a unidade destes valores, $NTC = HU$, é chamado de Unidade de Hounsfield (HU). Nesta escala o valor de -1000 HU é atribuído ao ar e o valor de 0 HU a água. Em princípio, esta é uma escala em aberto, mas na prática ela termina em aproximadamente 3000 HU. A faixa total de 4000 HU pode

ser capturada muito bem por meio de imagens com valores de cinza de 12 bits (2^{12}). Esta escala é arbitrária, mas, no entanto, tem conseqüências práticas. Uma vez que os valores de atenuação de quase todos os órgãos – exceto os ossos – são muito semelhantes ao da água, a diferença dos valores de atenuação da água é dada pela equação (3.0) é de fábrica.

Os valores de HU não podem ser considerados como valores absolutos, os quais podem, inequivocadamente, ser atribuídos aos órgãos. Desvios destes valores de HU para certos órgãos indicam patologias. Este problema, que surge no caso de todos os equipamentos de TC usados para imagens diagnósticas, é uma consequência do uso do espectro de radiação policromático. Ao passar através do corpo, a distribuição do espectro de radiação sofre mudanças de tal forma que atribuições inequívocas dos valores de atenuação não são realmente possíveis (BUZUG, 1998, p. 475).

O coeficiente de atenuação da água é obtido durante a calibração do equipamento de TC. Os voxels contem material que atenuam mais do que a água (isto é, tecido muscular, fígado e osso) tem números de TC positivos, considerando que os materiais com menor atenuação do que a água (isto é, pulmão ou tecido adiposo) tem números de TC negativos. Com exceção da água e do ar, os números de TC para um dado material irão variar com a mudança do potencial do tubo de raios X e de fabricante para fabricante (MAHESH, 2002, p. 952).

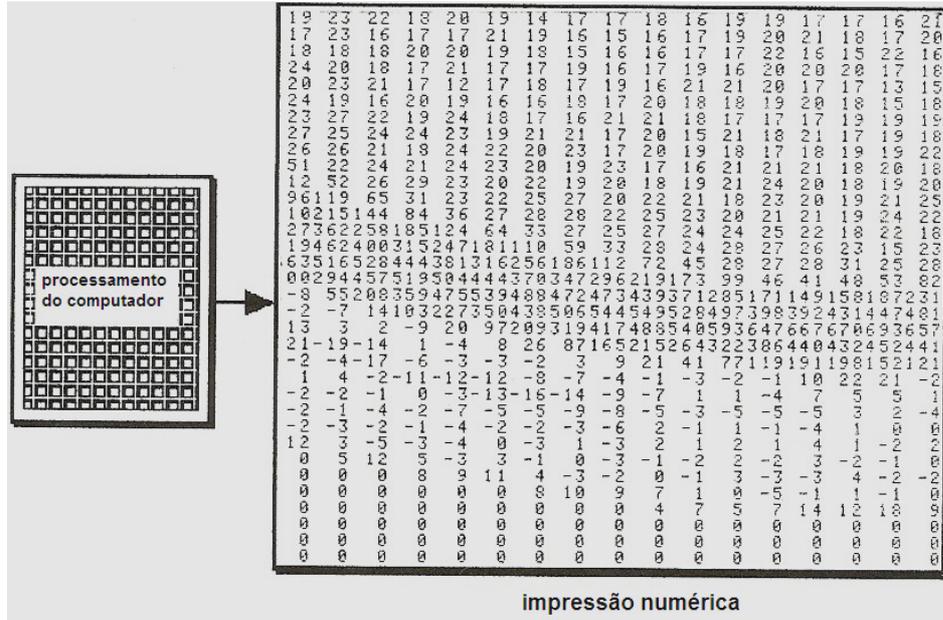


Figura 16 – Aparecimento da imagem de TC após o processamento do computador. Isto é, uma impressão numérica da imagem processada.
 Fonte: SEERAM (1994, p. 76).

2.2.3.3 Apresentação da imagem

Uma vez que a imagem de TC foi reconstruída, os dados da imagem devem ser convertidos para que o médico possa visualizá-los e diagnosticá-los. Existem algumas técnicas básicas de pós-processamento que são aplicadas em todas as imagens de TC (BUSHBERG, 2002).

A exibição da imagem pode ser relatada em termos de dispositivo de exibição, janelamento e formato da imagem em TC.

2.2.3.3.1 Dispositivo de exibição

A imagem na escala de cinza é exibida por um tubo de raios catódico ou monitor de televisão, que é um componente essencial do console de visualização. Na exibição e manipulação das imagens na escala de cinza para realizar o diagnóstico, é importante otimizar a fidelidade da imagem que pode ser influenciada por um nú-

mero de características físicas, incluindo luminância, resolução, ruído e faixa dinâmica. Um monitor com escala de cinza é um dispositivo de exibição que tem a forma de funil, envelope de vidro evacuado com um canhão de elétrons na extremidade estreita do tubo. A extremidade expandida do tubo forma uma tela, cuja superfície interna é revestida com um fósforo emite luz quando atingido por elétrons.

Em TC, a imagem digital do computador pode ser convertida em sinais analógicos pelo conversor analógico digital. Este sinal produz um feixe de elétrons que varre a tela de fósforo. A varredura é tal que o monitor em escala de cinza pode exibir a imagem de entrada digital pixel por pixel. Um importante parâmetro físico da escala de cinza nos monitores de exibição é a resolução. Isso é importante porque está relacionado com o tamanho do pixel da matriz. A matriz de exibição pode variar de 64×64 a 1024×1024 , mas monitores de alto desempenho podem exibir uma imagem com uma matriz de 2048×2048 (SEERAM, 1994, p. 78).

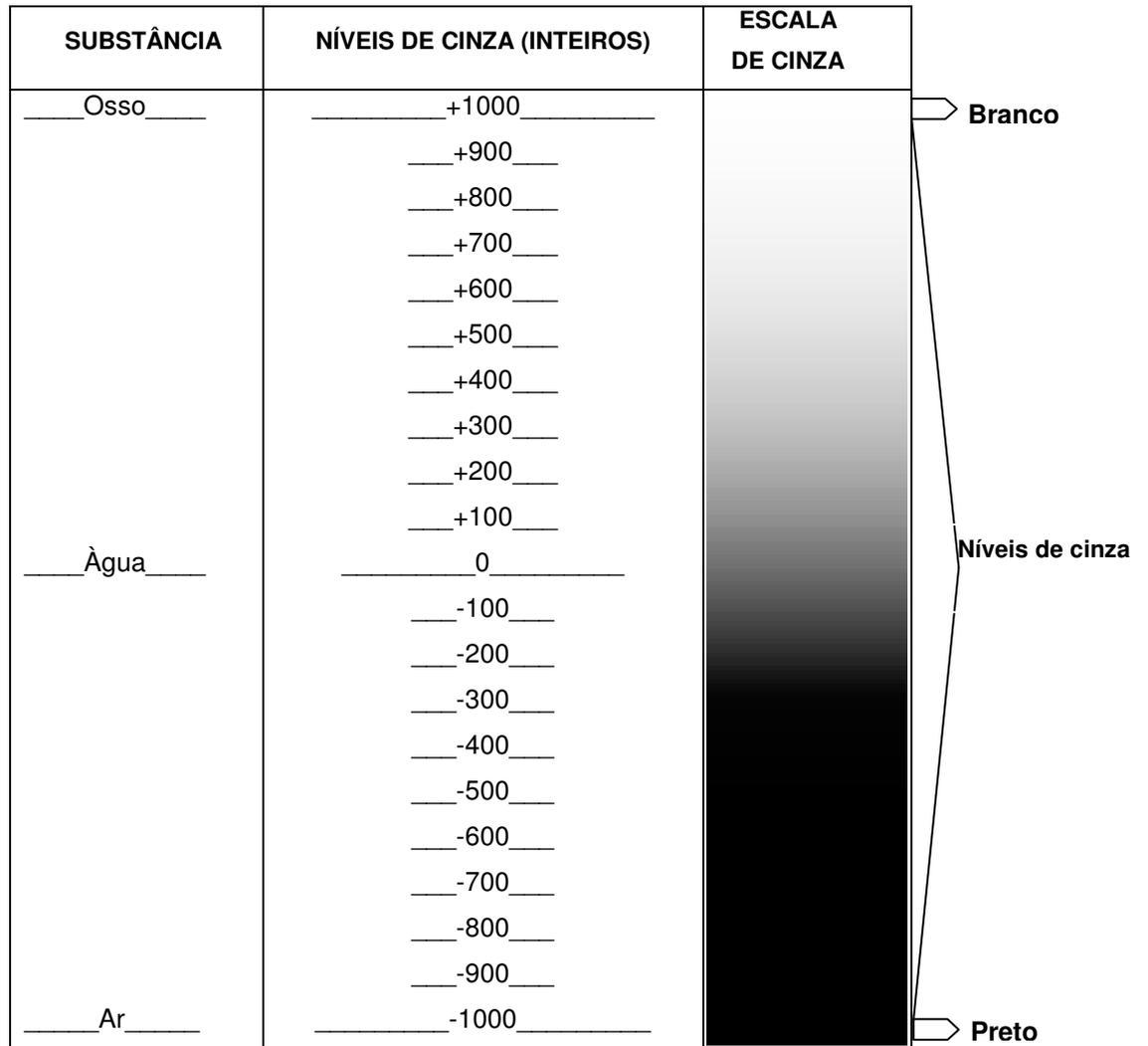


Figura 17 – Relação entre NTC e o nível de brilho (escala de cinza) para uma escala de ± 1000 .

Fonte: SEERAM (1994, p.78).

2.2.3.3.2 Janela de representação.

Janela de representação ou janelamento refere-se a um método pelo qual as imagens de TC, em escalas de cinza, podem ser manipuladas usando os números de TC que compõem a imagem. Estes números podem ser alterados pelo operador para providenciar uma ótima demonstração das estruturas visíveis na imagem. (SEERAM, 1994).

A faixa de medidas absorvidas em TC (expressas em unidades de Hounsfield ou HU) é referida como a Largura da Janela (*Window Width - WW*). Esta determina o número máximo de tons de cinza que pode ser mostrado no monitor de TC. Por outro lado, o Centro da Janela (*Window Level - WL*) é o centro ou ponto médio da faixa dos números de TC. A *WL* pode ser posicionada em qualquer lugar na *WW*.

Quando a *WW* e a *WL* são mudados, a imagem pode ser aprimorada para atender às necessidades do operador. Especificadamente, uma janela ampla indica que existe uma escala de cinza relativamente longa ou um bloco grande de números de TC que serão atribuídos alguns valores de cinza. Assim, a zona de transição entre baixos números de TC são retratados como preto e altos números de TC são retratados como branco. Uma janela com largura estreita implica que a transição do preto para o branco será realizada sobre um número relativamente pequeno de números de TC (SEERAM, 1994, p. 167).

O sistema visual humano não pode resolver a faixa dinâmica completa de -1.000 HU a 3.000 HU com 4.000 medidas de valores de cinza. Esta é a razão pela qual, na prática, somente 512 valores de cinza são discriminados e mostrados nos dispositivos de visualização de imagens (*displays*). Estudos atuais têm mostrado que o olho humano é capaz de discriminar entre 700 a 900 tons de cinza para o intervalo de luz disponível dos atuais monitores médicos em ótimas condições. Para ser possível detectar diferenças entre órgãos que possuem semelhantes representações visuais das suas atenuações, é necessário mapear apropriadamente, na escala Hounsfield, as sensibilidades anatômicas para a faixa perceptível de valores de cinza. Para isso, usa-se uma função “*piecewise linear*”¹⁰.

$$G = 511 \cdot \begin{cases} 0, & \text{para valores de NTC} \leq WL - \frac{WW}{2} \\ WW^{-1} \left(\text{valor de NTC} - WL + \frac{WW}{2} \right) & \\ 1, & \text{para valor de NTC} \geq WL + \frac{WW}{2} \end{cases} \quad (4.0)$$

¹⁰ Se aproximarmos um certo comportamento não-linear através de um conjunto de equações lineares, o conjunto é chamado de aproximação piecewise linear do comportamento não-linear, a aproximação linear é chamada de função piecewise linear (LEENAERTS, 1998, p. 11).

A Figura 18 mostra a função linear dividida em partes que correspondem a uma janela para osso ($WL= +300$ HU, $WW= 1.500$ HU) e uma janela para tecidos moles ($WL= +50$ HU, $WW= 350$ HU), bem como seus efeitos na representação de uma imagem abdominal. Diferentes densidades no processo espinhal são visíveis somente na janela de osso, mas, uma diferenciação do tecido mole é dificilmente possível devido à grande largura da janela. Na janela para tecidos moles, órgãos tais como o fígado e o rim podem ser distinguidos muito bem. Entretanto, nesta janela relativamente estreita, todos os valores de TC acima de $+225$ HU são mostrados, sem diferenças, como áreas brancas.

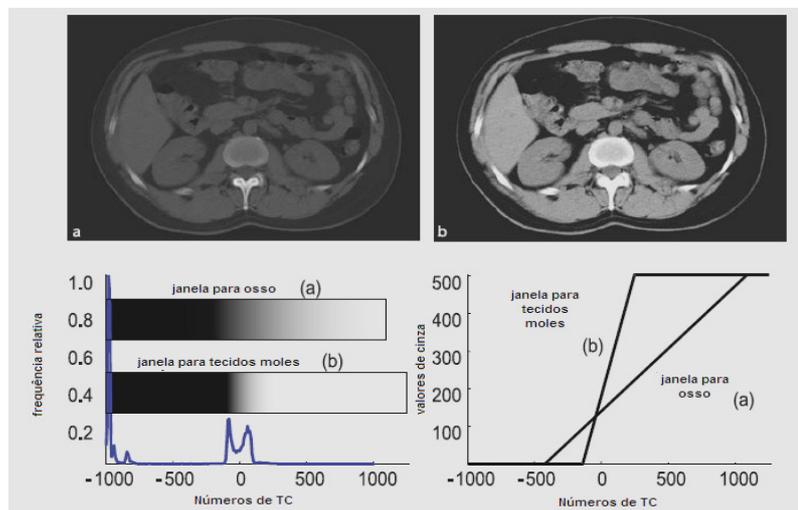


Figura 18 – Visualização do processo de janelamento.
Fonte: BUZUG (2008, p. 478).

Na Figura 18, o intervalo completo, praticamente sensível, dos valores de NTC variam de -1.000 até 3.000 (frequência relativa dos valores para a área do abdome – inferior esquerda), não pode ser reconhecido e distinguido pelo sistema visual humano. Portanto, a diferença, de interesse anatômico em intervalos de Hounsfield podem ser mapeados em intervalos apropriados em escala de cinza que possam ser diferenciados (BUZUG, 1998, p. 476).

2.2.3.3.3 Formato da imagem em TC

A imagem é reconstruída por um número de linhas e colunas, chamado de matriz. O tamanho da matriz é escolhido pelo técnico antes do exame e depende da anatomia de estudo. O técnico deve selecionar o campo de visão (FOV) ou círculo de reconstrução, que refere-se a uma região circular na qual as medidas de transmissão são registradas durante a varredura. Esta região é especificadamente referida como FOV de varredura. Durante a coleta dos dados e reconstrução da imagem, uma matriz é colocada sobre o FOV de varredura cobrindo a secção a ser escaneada. Em geral, o técnico pode selecionar o FOV apropriado para o exame em cerca de três ou quatro FOVs de varredura (SEERAM, 1994, p. 79).

Como a secção a ser escaneada tem a dimensão de profundidade, representando a espessura da secção, o pixel é transformado em um voxel ou elemento de volume. A radiação que passa através de cada voxel da matriz e sua informação é após computada para gerar um número de TC para cada pixel na imagem exibida. O FOV de exibição pode também ser escolhido de modo que seja igual ou menor do que o FOV de varredura. O tamanho do pixel pode ser computado do FOV e o tamanho da matriz através da seguinte relação:

$$\text{tamanho do pixel} = \frac{\text{FOV}}{\text{tamanho da matriz}} \quad (5.0)$$

O tamanho do pixel geralmente está entre 1 a 10 mm na maioria dos equipamentos. Assim, o tamanho do voxel depende não somente da espessura da secção, mas também do tamanho da matriz e do FOV.

Cada pixel em uma imagem pode ter uma faixa de tons de cinza. A imagem pode ter 256 (2^8), 512 (2^9), 1024 (2^{10}) ou 2048 (2^{11}) diferentes valores de cinza. Estes números são representados como bits, assim que uma imagem de TC pode ser caracterizada por um número de bits por pixel. Imagens de TC podem, entretanto, ter 8, 9, 10, 11 ou 12 bits por pixel. Uma imagem de TC com 12 bits por pixel repre-

sentará números em uma faixa de -1000 a 3095 ou um total de 4096 (2^{12}) diferentes tons de cinza (SEERAM, 1994, p. 80).

2.2.4 Pós-Processamento da imagem

Técnicas de pós-processamento para manipular qualquer “raw data” ou dados da imagem, após a varredura, tem tido lugar e resultam na criação de novas imagens.

Embora os termos sejam frequentemente usados alternadamente, o termo reconstrução é usado quando os “raw datas” são manipulados para criar pixels que são, após, usados para criar uma imagem. O termo reformatação é usado quando os dados da imagem são montados para produzir imagens em diferentes planos (coronal, sagital, oblíquo) ou para produzir imagens em 3D.

Na reformatação da imagem usa-se somente os dados da imagem (não os raw datas) para gerar imagens em diferentes planos e orientações das imagens.

Os termos reformatação da imagem e volume “rendering” são sinônimos (ROMANS, 2010, p. 33).

Pós-processamento das secções axiais em exames de TC refere-se à manipulação computacional dos dados após as secções serem adquiridas e armazenadas. Estas manipulações incluem os métodos ¹¹RMP (reformatação em múltiplos planos) e 3D (três dimensões). A RMP produz novas secções a partir do conjunto de secções axiais de TC. O método 3D produz imagens reais muitas vezes semelhantes a fotografias das amostras anatômicas. Reformatações com RMP e 3D são geradas usando computadores especiais com software gráficos disponíveis no próprio equipamento ou em uma estação de trabalho (*Workstation*).

Existem várias técnicas de 3D que exibem dados do volume de varredura em diferentes maneiras (ROMANS, 2010, p. 34).

¹¹ Tradução do acrônimo MPR (*Multi Planar Reformation*) (ROMANS, 2011, p. 34).

Secções axiais em exames de TC são frequentemente coletadas em conjuntos que incluem uma região ou órgão inteiro do corpo. As secções originais são processadas como um grupo para formar novas secções reorientadas. Assim, um exame de TC do crânio, por exemplo, pode ser reformatado nos planos coronal e sagital. O processo que realiza a reformatação das secções axiais em coronais, sagitais ou oblíquas (qualquer outra orientação arbitrária) é chamado de RMP (reformatação em múltiplos planos).

O mesmo conjunto das secções usadas para RMP podem também ser visualizados usando a reconstrução 3D (SEERAM, 1994, p. 252).

2.2.5 Filtros Físicos

Os fótons de raios X emitidos pelo tubo de raios X apresentam um amplo espectro. Muitos raios X “moles” (baixa energia) estão presentes. Os raios X de baixa energia são em geral absorvidos pelo paciente e contribuem em pequena quantidade no sinal detectado. Portanto, é necessário remover estes raios X “moles” para reduzir a dose no paciente.

A filtração total do feixe de raios X em TC geralmente possui três componentes consistindo de: 1) filtração inerente, 2) filtração adicional e 3) filtro modelador de feixe, (Figura 18). Para um dado tubo de raios X instalado em um equipamento de TC, a filtração inerente é claramente fixada e não pode ser modificada pelo operador. A maioria dos equipamentos comerciais, no entanto, podem mudar a filtração adicional e/ou o filtro modelador dependendo do tamanho do paciente que está sendo escaneado, bem como a região específica do corpo que está sendo investigada (HUDA et al; 2009, p. 553).

A maioria dos fabricantes de TC empregam um filtro de raios X adicional para melhorar a qualidade do feixe. A maioria dos filtros usados são filtros planos e filtros na forma de “gravata-borboleta”. O filtro plano é normalmente fabricado de cobre ou alumínio e é colocado entre a fonte de raios X e o paciente. O filtro plano modifica uniformemente o espectro de raios X em todo o plano do campo de visão FOV. Ob-

servando o fato de que a secção axial do paciente é principalmente de forma oval, alguns fabricantes empregam um filtro “gravata borboleta” para modificar a intensidade do feixe de raios X dentro do campo de visão para facilitar a redução da dose no paciente (HSIEH, 2003, p. 163).

Filtros em forma de “gravata borboleta” ou filtros “modeladores” do feixe reduzem a dose de radiação na superfície em 50% comparada com a dose com filtro plano. Filtros em forma de “gravata borboleta” minimizam a exposição à radiação em partes mais finas da anatomia do paciente (extremidades), providenciando assim um ruído mais consistente na imagem, poupando quantidades substanciais na dose de radiação (MANNUDEEP, 2004, p. 625).

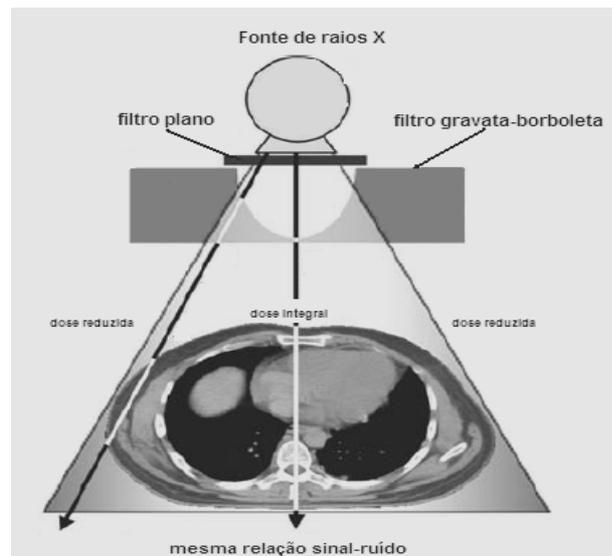


Figura 19 – Com um filtro de metal plano os raios X de baixa energia são atenuados. Em uma segunda etapa, o chamado filtro gravata-borboleta conduz a um aumento de atenuação espacial do centro para as bordas do feixe de raios X.

Fonte: BUZUG (2008, p. 498).

A qualidade da imagem de TC sofre com o fato de a atenuação ser uma função complexa do comprimento de onda. É preciso ter em mente que raios X de baixa energia, ou seja, com maior comprimento de onda, são mais fortemente atenuados quando passam através da matéria do que raios X de alta energia. Como consequência, o centro do feixe de raios X policromático é deslocado para altas energi-

as ou radiação mais “dura”. Esta é a origem do que é chamado de “endurecimento” do feixe, que produz artefatos nas imagens reconstruídas. Um filtro de metal plano medindo alguns milímetros é montado no tubo de raios X. A filtração do feixe reduz o número de fótons de raios X, enquanto aumenta a energia média da radiação. Este pré-endurecimento da radiação reduz os artefatos gerados por endurecimento do feixe durante a reconstrução da imagem e reduz a dose no paciente exposto (BUZUG, 2008, p. 28).

2.2.6 Colimadores

Colimadores servem para dois propósitos: reduzir dose de radiação desnecessária ao paciente e garantir uma boa qualidade da imagem. Existem dois tipos de colimadores: pré-paciente e pós-paciente (Figura 19). Como o próprio nome implica, o colimador pré-paciente é posicionado entre a fonte de raios X e o paciente. Visto que os fótons de raios X emitidos do tubo de raios X cobrem uma grande faixa no eixo Z (ao longo do paciente) os colimadores pré-pacientes restringem o fluxo de raios X aplicado a uma região limitada. Para uma única secção de TC, estes não somente reduzem a dose no paciente, mas também definem a espessura da secção do plano da imagem. Para os tomógrafos de múltiplas secções (multi slice), entretanto, a espessura da secção é definida pela abertura em vez do colimador. Visto que 99% dos fótons de raios X emitidos do tubo de raios X são bloqueados pelo colimador pré-paciente, a eficiência do tubo de raios X para TC é pobre.

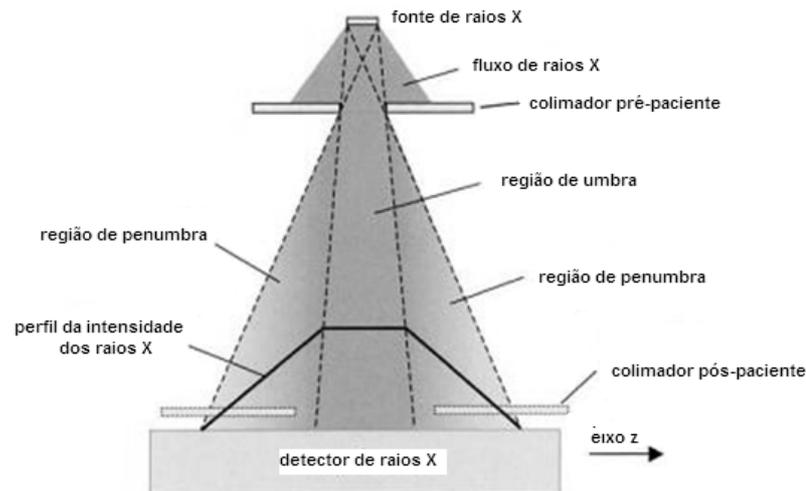


Figura 20 – Visualização dos dois colimadores, pré e pós, em equipamentos de tomografia computadorizada de 3ª geração.

Fonte: HSIEH (2003, p. 284).

O segundo tipo de colimador é o pós-paciente. Tipicamente dois tipos de colimadores pós-paciente são usados: no plano e plano transversal. O colimador no plano (grade) é usado nos equipamentos de terceira geração para rejeitar os fótons de raios X espalhados. Esta técnica não pode ser empregada efetivamente nos equipamentos de quarta geração devido a um grande ângulo de aceitação. Este tipo de colimador é feito de placas muito finas e altamente atenuantes. Estas placas são colocadas na frente do detector, focalizando a fonte de raios X. Uma vez que a trajetória da radiação espalhada é geralmente desviada da trajetória dos fótons originais (fótons primários), as placas bloqueiam os fótons de entrar no detector (HSIEH, 2003, p. 161 a 163).

Colimadores no plano transversal são empregados por ambas terceira e quarta gerações de equipamentos, para rejeitar a radiação espalhada. Para equipamentos de terceira geração, isso serve principalmente como um colimador adicional z para melhorar o perfil de sensibilidade da seção do equipamento.

2.2.7 Detecção e detectores de radiação ionizante

Fótons de raios X não podem ser detectados diretamente. O que pode ser detectado são os produtos resultantes da sua interação com o meio (por exemplo, cargas elétricas, luz, etc) (BUZUG, 1998, p. 48).

Para reduzir o tempo de resposta dos detectores, todos os detectores usados em TC são operados no modo corrente em vez do modo de pulso. Além disso, a rejeição da radiação espalhada é realizada através dos colimadores do detector ao invés de analisadores de altura de pulso. Detectores para equipamentos de TC, câmaras de ionização preenchidas com gás ou detectores de estado sólido, são escolhidos pela sua eficiência de detecção, pequeno tempo de resposta e estabilidade de operação.

Detectores de estado sólido incluem cristais cintiladores de NaI (TI), CaF e CsI; materiais cerâmicos contendo óxidos de terras raras e germanato de bismuto (BGO) e detectores de tungstato de cádmio (CdWO_4) escolhidos pela suas altas eficiências de detecção e baixa tempo de decaimento fluorescente, (Figura 21).

Câmaras de ionização preenchidas, por exemplo, com gás contendo xenônio pressurizado até 25 atm, para melhorar sua eficiência de detecção de raios X são empregadas, (Figura 21). Com qualquer detector, a estabilidade de resposta de uma medida de transmissão em relação à próxima medida é essencial para a produção de imagens livres de artefatos. Com uma fonte rotacional e geometria de detectores, por exemplo, originam artefatos em forma de anel na imagem. Dependência energética mínima dos detectores sobre a faixa energética do feixe de raios X é também importante se a correção do endurecimento do feixe pode ser aplicável para todos os tamanhos de pacientes e configurações (HENDEE, 2002, p. 258).

Outros tipos de detectores consistem de cristais fluorescentes em contato com um fotodiodo, (Figura 21). Os raios X são absorvidos no cristal produzindo luz, que por sua vez produz uma corrente no diodo. A corrente é amplificada, digitalizada e alimentada para o computador. É claro que uma companhia que pode produzir um detector simples, barato e de pequenas dimensões terá uma maior vantagem. Os detectores devem ter uma resposta rápida, serem estáveis e permitirem que se faça

uma medida da radiação com uma precisão de 1% de 1/10, em poucos milissegundos. O arranjo de detectores é parte importante do custo de um equipamento de TC (JOHNS, 1983, p. 638).

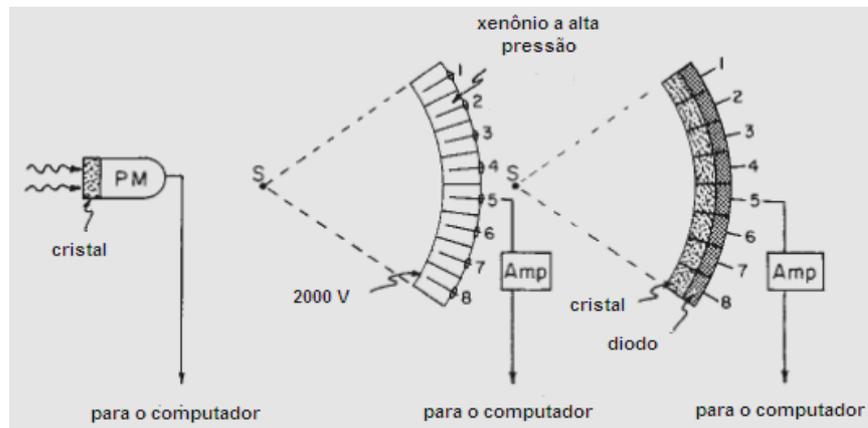


Figura 21 – (Esquerda) Detector de cristal acoplado a uma fotomultiplicadora. (Centro) Detector de xenônio a alta pressão. (Direita) Arranjo de cristais em contato com diodos.

Fonte: JOHNS (1983, p. 638).

Detectores “flat panel”, atualmente, tem se tornado disponíveis comercialmente. No entanto, eles não foram projetados para uso em sistemas de TC, mas sim para competir e substituir sistemas radiográficos estabelecidos que utilizam cassetes de filme, cassetes de radiografia computadorizada (CR) e intensificadores de imagem.

Na (Figura 22) cada sensor consiste de um fotodiodo e um transistor de película fina (TPF). Ambos são feitos de silício amorfo sobre um único substrato de vidro. A matriz de pixel é revestida com uma camada sensível aos raios X. Módulos com múltiplos chips são utilizados como leitores eletrônicos na borda do campo do detector. O revestimento sensível aos raios X é uma camada de iodeto de cério, por exemplo, nos sistemas de TC da “General Electric”. A base é o único substrato de vidro com uma matriz de silicone com 2.048×2.048 sensores, com $200\mu\text{m}$ de tama-

nhos cada. A estrutura ¹²monolítica é feita com tecnologia de película fina de tal forma que uma composição de um conjunto de sub-painéis de tamanho médio, que possuem indesejadas zonas mortas na interface, potencialmente produzindo artefatos na imagem, isso não é requerido. O revestimento final com iodeto de cézio (CsI) é a camada cintiladora exigida pelo detector. A camada de CsI é aplicada diretamente sobre uma matriz de pixels por um processo de deposição física.

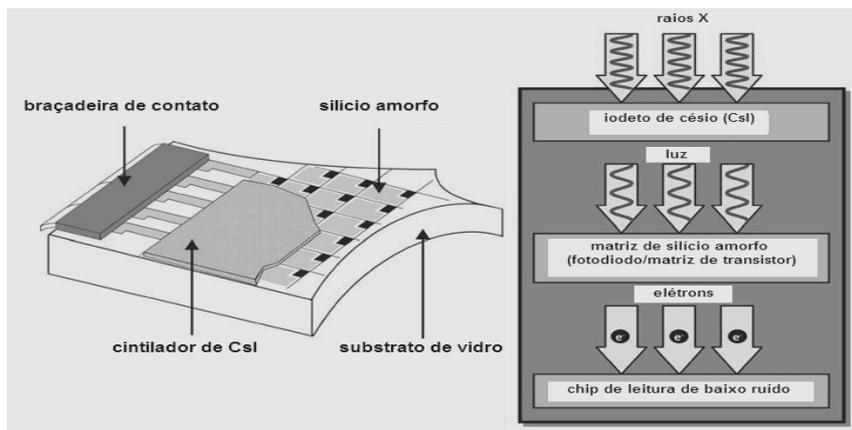


Figura 22 – (Esquerda) Composição de um detector de raios X digital “flat panel”. (Direita) Esquema ilustrativo da cadeia de conversão do sinal dentro do detector.

Fonte: BUZUG (2008, p. 55).

Os fótons de raios X entrando no detector são convertidos em luz visível na parte superior da camada do cintilador de CsI. Os fótons de luz são orientados para o fotodiodo da próxima camada de processamento, são absorvidos, produzindo uma carga elétrica no fotodiodo que é proporcional a intensidade da luz. Durante a exposição do detector, a carga elétrica é integrada e armazenada no elemento de detecção, que age como capacitor. O processo atual de leitura é iniciado pelo transistor de película fina, que troca a carga para a leitura através do sistema eletrônico via conexão dos dados. Lá, um amplificador e um conversor analógico-digital são feitos no mesmo chip, resultando em uma operação rápida e com baixo ruído (BUZUG, 2008, p. 53, 54).

¹² Refere-se a um circuito integrado que tem todos os seus componentes manufacturados em ou acima de um único cristal semiconductor. As interligações das partes componentes são obtidas por um processo de metalização, e as partes singelas não podem ser separadas do circuito completo. Daí o nome de “monolítico”. (DICIONARIO DE ELETRÔNICA, 2003, p. 278)

Dentro da faixa de imagem de baixo contraste, os sistemas “flat panel” não atingem a qualidade dos sistemas de detectores de TC anteriormente citados (BUZUG, 2008, 56) devido à grande quantidade de radiação espalhada que atinge o detector (PROKOP et al; 2003, p. 23). Porém, fornecem uma excelente resolução espacial (BUZUG, 2008, 56) para descrever estruturas de alto contraste, tal como vasos durante a injeção de contraste intra arterial (PROKOP et al; 2003, p. 23).

2.2.8 Tubo de raios X

Os tubos de raios X usados em TC são uma modificação dos tubos de ânodos rotatórios. Os tubos de TC, frequentemente, contêm pontos focais de vários tamanhos. Pequenos pontos focais melhoram a resolução espacial, entretanto, devido ao calor concentrado em uma pequena porção do ânodo, eles não podem tolerar muito calor (ROMANS, 2010, p. 7).

Muitos esforços têm sido feitos para aumentar a capacidade térmica dos ânodos dos tubos de raios X. O maior desejo é que os tubos tenham uma alta potência e peso baixo (BUZUG, 2008, p. 30).

O Modelo “LIMAX” (Philips) abandona o princípio do ânodo em estado sólido. Nesses tubos um jato de metal líquido é submetido a elétrons rápidos. A idéia principal é muito simples. O fluxo turbulento de metal líquido, eutéticos de SnPb, Ga-InSn, ou PbBiInSn, através do tubo próximo ao cátodo é aquecido no ponto focal. Enquanto o material aquecido é transportado através do tubo, o metal frio entra na área do ponto focal. O metal é resfriado de forma eficaz pela circulação através do trocador de calor. O metal líquido é separado do vácuo por uma janela de diamante, tungstênio ou molibdênio de vários microns de espessura, (Figura 23, Esquerda). Em comparação com os tubos de raios X de ânodo fixo, este modelo mostrou uma melhora significativa na sua capacidade para ser carregado continuamente. Contudo, no atual estado de desenvolvimento, o poder de pico não atinge os valores da ordem de 150 kV, que é necessário para as atuais gerações de TC (BUZUG, 2008, p. 30-31).

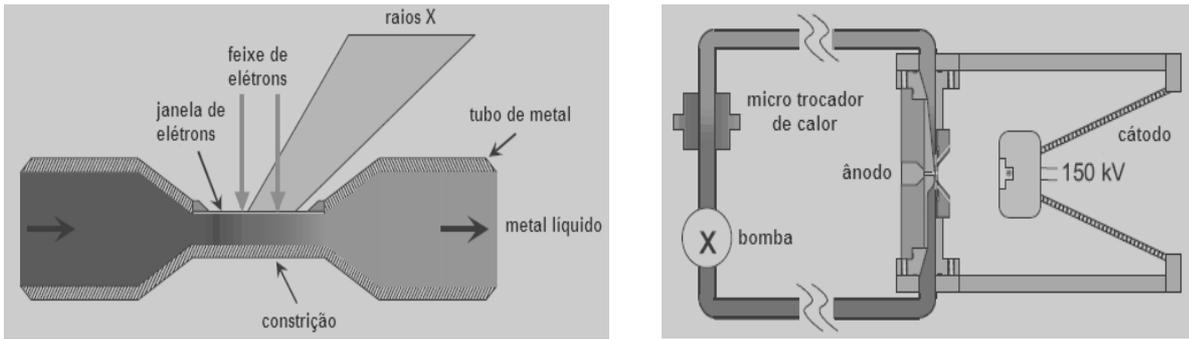


Figura 23 – (Esquerda) Princípio básico do tubo de metal líquido. (Direita) O módulo do ânodo, em si, é conectado a um circuito de fluido contendo uma bomba de deslocamento e um trocador de calor com fluxo cruzado de água refrigerada.

Fonte: BUZUG (2008, p. 30).

Modelo “Straton” (Siemens) utiliza uma estratégia diferente para resfriar diretamente o tubo, (Figura 23, Direita). O resfriamento direto do ânodo é realizado pela incorporação completa do alojamento rotativo no óleo resfriado, eliminando a necessidade da capacidade de armazenamento de calor e, portanto, permitindo um tubo de menor tamanho. Devido ao seu baixo peso, esse tipo de dispositivo de raios X foi integrado no atual estado da arte nos sistemas de TC de duas fontes (BUZUG, 2008, p. 31).

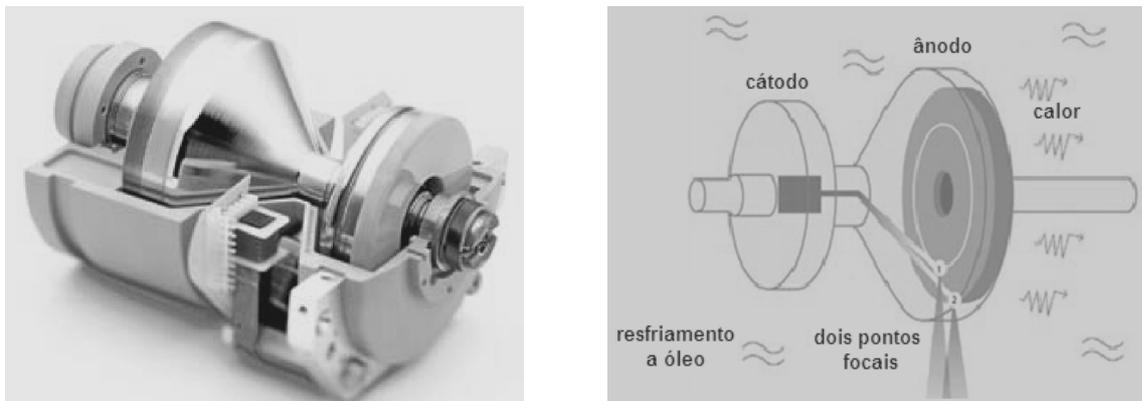


Figura 24 – (Esquerda) Modelo “Straton” da Siemens. (Direita) Tubo de raios X com dois pontos focais.

Fonte: BUZUG (2008, p. 31).

2.2.9 Tecnologia com duas fontes

A recente introdução do sistema de TC com duas fontes¹³ que é equipado com duas fontes de raios X e com dois detectores correspondentes. Os dois sistemas de aquisição são montados no “*gantry*” de rotação com um deslocamento de 90°, (Figura 25). Usando a técnica do ponto focal voador cada detector adquire 64 secções sobrepostas de 0.6 mm por rotação. O menor tempo de rotação do “*gantry*” é 0.33 segundos. O principal benefício do sistema de duas fontes para varredura de imagens cardíacas é o melhoramento da resolução temporal. Nos equipamentos com duas fontes, o sinograma de varredura parcial na geometria paralela necessária para a reconstrução das imagens controladas por ECG (eletrocardiograma) pode ser dividido em sinogramas de dois quartos (2/4) de varredura que são simultaneamente adquiridos pelos dois sistemas de aquisição na mesma fase relativa do ciclo cardíaco do paciente e no mesmo nível anatômico devido ao ângulo de 90° entre ambos os detectores (REISER et al; 2009, p. 09).

Com esta introdução, resolução temporal constante equivalente a um quarto do tempo de rotação do “*gantry*”, , é encontrado em uma região central do campo de visão de varredura. Para segundos, a resolução temporal é = 83 ms, independente da freqüência cardíaca do paciente.

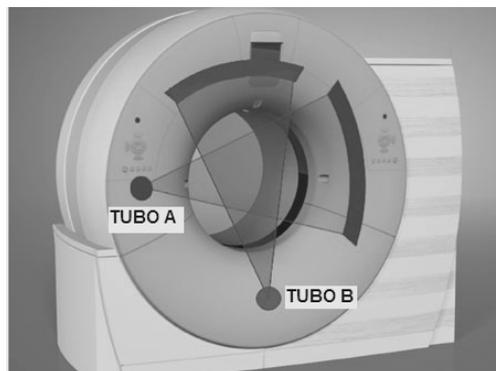


Figura 25 – Esquema ilustrativo do sistema de TC com duas fontes.
Fonte: REISER (2009, p.9).

¹³ Tradução do termo “dual source”, tecnologia usada nos tubos de raios X de tomografia computadorizada da Siemens.

Sistemas com duas fontes mostram propriedades interessantes para aplicações gerais em radiologia. Se ambos os sistemas de aquisição são simultaneamente usados no modo de aquisição helicoidal ou no padrão seqüencial, uma energia máxima de até 160 kW é disponível. Esta energia destinada não é somente para os exames de pacientes obesos mórbidos, mas também para manter adequado o fluxo de fótons de raios X para protocolos padrão quando altas velocidades de cobertura de grandes volumes são necessários. Adicionalmente, ambos os tubos de raios X podem ser operados com diferentes configurações de kV e mA, permitindo a aquisição de dados com duas energias. Os dados, nos sistemas com duas fontes, podem ser adquiridos de forma quase simultânea com tempos de varredura de subsegundos. A habilidade para superar os problemas de registro dos dados providencia benefícios clinicamente relevantes. O uso destes dados pode, em princípio, adicionar informações funcionais á informação morfológica, com base nos coeficientes de atenuação linear dos raios X que são normalmente obtidos nos exames de TC (REISER et al, 2009, p. 10).

2.2.10 Capacidade térmica dos tubos de tomografia computadorizada

Estima-se que a eficiência quântica da conversão da energia cinética em radiação X, dentro de um alvo de tungstênio (W, Z=74), e trabalhando com uma voltagem de aceleração de $U_a=140$ kV, é aproximadamente da magnitude de $\eta=0,01$, usando a seguinte equação.

$$\eta = KZU_a, \quad (6.0)$$

onde:

K é a constante do material que foi encontrada por Kramers. Teoricamente vale $K = 9.2 \times 10^{-7} kV^{-1}$, quando a voltagem U_a é dada em kV. Z é o número atômico do material alvo.

Isto significa que 99% da energia cinética é transferida localmente na rede, aquecendo o ânodo. Como resultado, tubos de raios X de TC têm sérios problemas de aquecimento. Uma vez que é a deposição de energia no volume do alvo que produz o aquecimento, a corrente do tubo e a duração da exposição, ou, mais precisamente, o produto da corrente (mA) e tempo de exposição em segundos. O aquecimento em um tubo de raios X é medido em Unidades de Calor (UC) ou “*Heat Unit*” (HU).

$$UC = kV \cdot I \cdot t \cdot n, \quad (7.0)$$

onde:

kV é a voltagem de aceleração dos elétrons no tubo, I é a corrente no tubo, t é o tempo de exposição e n é o número de secções (BUZUG, 2008, p. 23).

Por exemplo, um protocolo clínico opera 120 kVp, 300 mA, 30 s e n=1 deposita um total de 1080 kJ (120×300×30). Isso equivale a 1459 kHU, considerando 1HU = 0,74 Joule (HSIEH, 2003, p. 153).

Durante décadas, ânodos com discos rotatórios têm sido usados para distribuir o calor sobre a superfície do ânodo. O material alvo do ânodo gira em torno de um eixo central e, portanto, novas áreas “resfriadas” giram constantemente em torno da posição de impacto dos elétrons. Dessa forma, a energia do feixe de elétrons é espalhada ao longo de uma linha, chamada de linha central, em vez de ser centrada em um único ponto (BUZUG, 2008, p. 23).

Este princípio de linha focal foi inventado em 1919, e em 1929 a idéia de um ânodo rotatório foi realizada. Foi integrada a uma TC de secção única com um tempo de varredura de 3 segundos por secção. A capacidade de calor era de 2-3 MHU. Em 1980, um tubo de raios X com capacidade térmica de 4 a 6 MHU chegou ao mercado. Este tubo foi feito para se integrado nos sistemas de TC helicoidais. Atualmente, a capacidade térmica dos tubos de raios X é de 5 a 8 MHU e têm sido integrados nos sistemas de TC de múltiplas secções. Uma parte significativa de calor (em torno de 30%) é conduzida através do rolamento do ânodo rotativo (BUZUG, 2008, p. 23).

O restante do calor é transferido através de radiação para o alojamento do tubo de raios X. A frequência de rotação é muito alta, fazendo com que as peças mecânicas do tubo sejam submetidas à força da gravidade de até 40 g. Um rolamento de metal com sulcos em espiral permite alta potência contínua comparada com os rolamentos convencionais. Muitas vezes um trocador de calor é colocado no disco de rotação para resfriar o ânodo.

Para construção de um tubo de raios X com um bom ânodo, é necessário um material com alta eficiência, isto é, um grande número atômico, Z , alta condutividade térmica, λ_t , e uma temperatura de ponto de fusão máxima, ϑ_{max} . Para ânodos rotativos $Z\vartheta_{max} \times (\lambda_t\rho c)^{1/2}$ deve ser otimizado, onde ρ é a densidade de massa e c é a capacidade de calor. O tungstênio satisfaz estes requisitos (BUZUG, 2008, p. 24).

2.2.11 Tomografia Computadorizada de múltiplas secções

Os desenvolvimentos recentes nos equipamentos de TC estão centrados nos detectores de raios X, ou seja, na implementação de múltiplas fileiras de detectores na direção z . Embora os materiais usados não sejam muito diferentes dos usados nos equipamentos de gerações anteriores, a superfície dos detectores tem sofrido mudanças e tem sido “retalhadas” em pequenos elementos ao longo do eixo z . Estes detectores sempre tiveram separações ao longo das outras duas direções, plano (x e y), a fim de formular os dados das projeções usadas para reconstrução da imagem. Esta separação da superfície dos detectores ao longo do da direção ortogonal, ou eixo z , que foi completamente nova.

Em adição ao novo modelo de detectores, a conexão eletrônica dos detectores também são bastante diferentes dos equipamentos mais antigos. Nos equipamentos mais antigos, helicoidais, uma única conexão entre cada elemento detector individual providencia um único conjunto de dados projetados para cada rotação do “*gantry*”. Nos chamados equipamentos de múltiplas secções, múltiplas conexões entre elementos detectores espalhados ao longo do eixo z providenciam múltiplos conjuntos de dados projetados para cada rotação do “*gantry*”. O número de con-

xões eletrônicas disponíveis depende inteiramente do modelo do equipamento (CODY et al; 2007, p. 1830).

A primeira geração de equipamentos de TC de múltiplas secções, o Elscint CT *Twin*, foi lançada em 1992. O equipamento tinha capacidade helicoidal e a habilidade para adquirir 2 secções transaxiais simultaneamente usando dois bancos de detectores paralelos.

Na segunda metade de 1998, 4 fabricantes estenderam esse conceito lançando os equipamentos de múltiplas secções. Estes equipamentos são o *GE Light Speed*; *Mx 8000* (*Picker*, agora *Marconi*); *Plus 4 Volume Zoom* (*Siemens*) e *Aquilion* (*Toshiba*). Todos são equipamentos helicoidais com baixa voltagem “*slip ring*” capazes de adquirir 4 secções em uma rotação do tubo.

Os sistemas de múltiplas secções são equipados com duas ou mais matrizes paralelas de detectores e sempre utilizam a tecnologia de terceira geração com rotação simultânea do tubo de raios X e matriz de detectores de estado sólido.

O sistema de aquisição dos dados nem sempre envolve o método helicoidal. Um modo seqüencial, com possibilidade de fusão de imagens, é também disponível (PROKOP et al; 2003, p. 18).

Esta tecnologia tem sido chamada de muitos nomes, incluindo TC de múltiplos detectores, TC de múltiplas secções e TC volumétrica (MAHESH, 2009, p. 17, 18).

2.2.11.1 Bancos e Canais

Cada fileira nos equipamentos de múltiplas secções é composta por 400 a 900 elementos de detectores. As fileiras de detectores são chamadas de bancos.

Os detectores nestes equipamentos são compostos de muitas fileiras ou bancos de detectores, entre 8 a 34. Os canais no sistema de aquisição de dados (DAS) são conectados às saídas dos bancos de detectores. Um canal pode ser à saída de um único banco ou a soma da saída de bancos vizinhos. Cada fabricante usa um

projeto de diferentes detectores. O número de canais ativos durante a aquisição dos dados determina o número de secções produzidas por rotação (RADAIDEH, et al; p. 01).

Os modelos atuais das fileiras de detectores disponíveis no mercado podem ser divididos em dois grupos. Uma fileira de detectores que possui bancos de detectores de igual largura – os detectores têm largura dos bancos de detectores, de 1,25 mm, (Figura 26, superior). Uma matriz de detectores com arranjo adaptativo que possui bancos de detectores de largura desigual, (Figura 26, inferior). Sistemas de detectores variam no número e na largura de detectores nos diferentes projetos, que afetam a largura mínima da secção disponível, o número de secções de largura mínima, a faixa da largura das secções disponíveis e área máxima a ser varrida em uma rotação (RADAIDEH et al; p. 01).

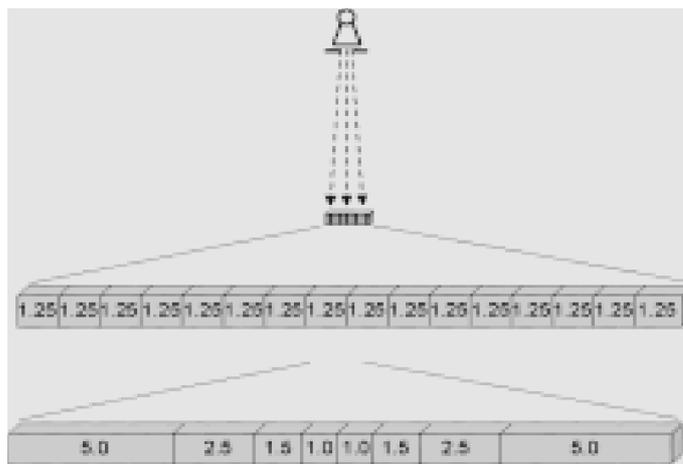


Figura 26 – (Acima) Projeto de arranjo dos detectores de igual largura. (Abaixo) de largura desigual. Os números representam largura individual dos detectores em milímetros. O comprimento, eixo z, dos dois projetos é idêntico 20 mm. O projeto de largura igual uti

Fonte: RYDBERG (2000, p. 1788).

2.2.11.2 Fileiras de detectores

Os equipamentos de secção única, helicoidais convencionais, têm um tubo de raios X e uma única fileira de detectores. Estas fileiras de detectores contêm 500 a 900 elementos de detectores, que descrevem um arco no plano transversal (axial ou

xy), providenciando um canal de dados espacial. Os equipamentos de TC de múltiplas secções, com 4 secções, tem um tubo de raios X e múltiplas fileiras de detectores ao longo do eixo longitudinal z, eixo do paciente.

Cada fileira possui de 500 a 900 elementos detectores e muitas fileiras em conjunto, criando uma matriz bidimensional curvada contendo milhares de elementos detectores, que são conectados a quatro sistemas de aquisição de dados que geram 4 canais de dados espaciais (RYDBERG et al, 2000, p. 1789).

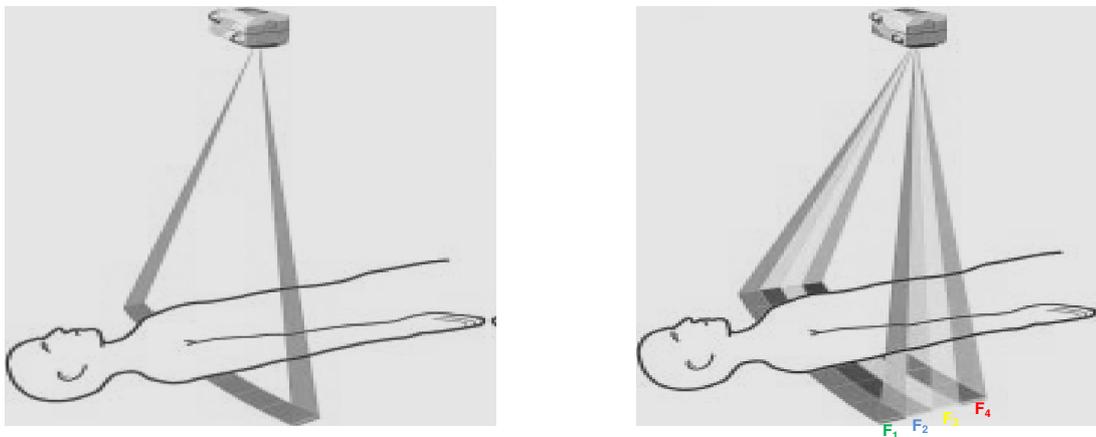


Figura 27 – Visão oblíqua de um “gantry” de TC com um tubo de raios X, um feixe em forma de leque e detectores para equipamentos de única secção (esquerda) e equipamentos de múltiplas secções com quatro fileiras, F1, F2, F3 e F4. (direita).

Fonte: RYDBERG (2000, p. 1788).

2.2.11.3 Modelo das fileiras dos detectores

Para registrar 4 secções simultâneas, (Figura 27- direita), um mínimo de 4 fileiras (cada fileiras pode ser referenciada como banco e possui vários detectores) de detectores devem ser colocadas uma atrás da outra ao longo do eixo z. Para oferecer uma escolha de várias espessuras de secções, mais do que 4 fileiras de detectores ao longo do eixo z são requeridos. Os atuais projetos comerciais, de modelos de detectores podem ser divididos em dois grupos: com fileiras de detectores de mesma largura ao longo do eixo z (também chamados de matriz de detectores) e com fileiras de detectores de largura desigual (também chamados de matriz de detectores adaptativos). A geometria dos detectores, em TC de múltiplas secções, alte-

ra a dose da radiação no paciente por dois motivos que tem efeitos opostos na dose. Primeiramente, existem septos finos entre os detectores ao longo do eixo z, do comprimento do paciente, que absorvem a radiação e não produzindo nenhum dado. Estes septos possuem em torno de 0,06 mm de espessura. Nos equipamentos Marconi e Siemens, a redução na eficiência é 4,5% no modo 4×1 mm e 2% no modo 4×5 mm. Com o modelo dos sistemas da GE, a redução na eficiência é 4,5% para todas as espessuras de secções. O segundo motivo, a razão entre umbra¹⁴ e penumbra é maior nos sistemas de múltiplas secções porque a razão da colimação do feixe pelo tamanho do ponto focal é 4 vezes maior (para sistemas de secções). Este fato significa que sistemas de múltiplas secções produzem menos radiação inutilizável (na penumbra). Em suma, a TC de múltiplas secções tem uma eficiência de dose aproximadamente igual à TC de secção única (RYDBERG et al; 2000, p. 1790).

2.2.11.4 Seleção das espessuras das secções

A seleção de uma secção de espessura específica pelo operador causa movimento dos colimadores pré e pós paciente (se disponível) e a seleção das fileiras de detectores que são combinadas com 4 sistemas de aquisição de dados para obter uma secção de espessura específica. Ativando ou desativando as fileiras de detectores pode-se criar todas as secções com espessuras disponíveis para modelos de detectores de igual largura. Para modelos de detectores de largura desigual, colimação pós-paciente não é necessária para criar as espessuras mais largas (5,0 mm a 2,5 mm), (Figura 28) (RYDBERG et al; 2000, p. 1790).

¹⁴ Umbra refere-se à parte útil do feixe de raios X, não inclui a penumbra.

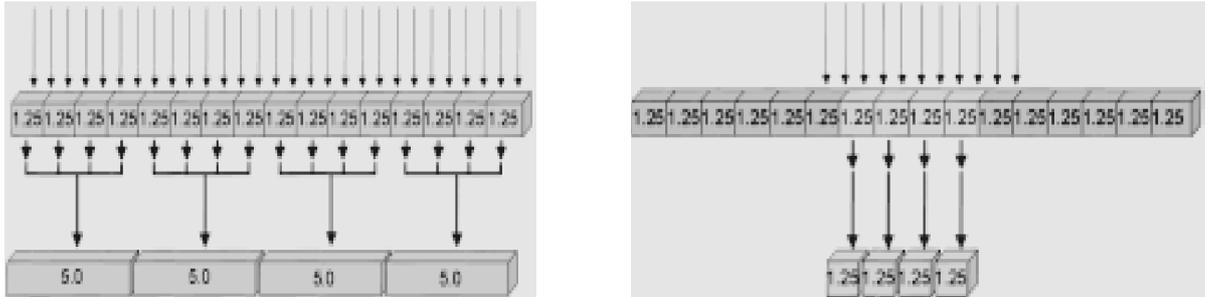


Figura 28 – (Esquerda) Ativando todos os dezesseis detectores os sinais dos grupos adjacentes dos 4 detectores são combinados em um canal, criando um detector virtual com uma secção de 5 mm de espessura. (Direita) Para adquirir quatro secções de 1.25 mm de espessura

Fonte: RYDBERG (2000, p. 1789).

Entretanto, para as espessuras das secções mais estreitas (1,0 mm a 0,5 mm) é necessária a colimação pós-paciente, para cobrir porção dos detectores externos, (Figura 29) (RYDBERG et al; 2000, p. 1790).

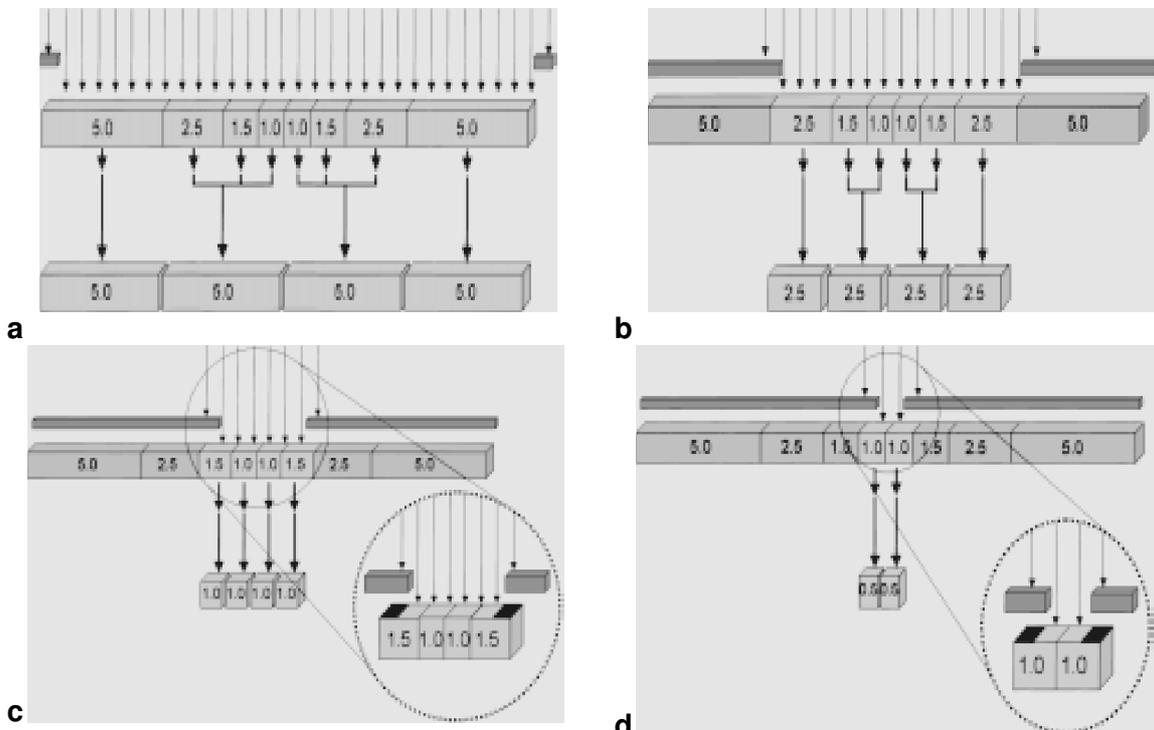


Figura 29 – Perfil transversal de um modelo de detectores de largura desigual. a) Para adquirir 4 secções de 5 mm de espessura, todos os 8 detectores são ativados. Os sinais dos detectores são combinados em 4 canais, cada um representando um detector virtual de

Fonte: RYDBERG (2000, p. 1790).

2.2.12 Dose

Devido a sua geometria e utilização, a tomografia computadorizada possui um conjunto específico de parâmetros referentes às doses de radiação. A exposição é essencialmente contínua em torno do paciente, ao invés de uma modalidade projetional em um ou dois locais de origem, (por exemplo, AP e perfil).

A tomografia computadorizada tipicamente usa secções finas, da ordem de 0.5 mm a 20 mm de colimação nominal do feixe. Entretanto, esta modalidade também utiliza múltiplas exposições ao longo do comprimento do paciente sobre um volume anatômico. Em adição, estas exposições podem ser feitas por várias sequências de varreduras (isto é, séries de varreduras como pré e pós contraste) (MICHAEL, 2002, p.1543).

Os fatores que afetam a dose são descritos na (Tabela 2).

Tabela 2 – Fatores que afetam a dose em tomografia computadorizada.

Geometria do feixe	Parâmetros de operação
Tamanho do ponto focal	kV
Colimação pré-paciente	mA
Distância fonte-detector	Tempo de rotação
Tamanho do detector	Filtração
Eficiência de absorção dos detectores	Ângulo de rotação
Eficiência geométrica dos detectores	Tamanho do campo de varredura
Penumbra	Colimação
Colimação pós-paciente	Espaçamento e espessura das secções
Geração de equipamentos	Número de secções adjacentes
Forma dos filtros físicos de atenuação	Parâmetros da imagem (mudança de mA com tamanho do pixel ou filtro de convolução)
Qualidade do feixe	Técnicas especiais de varredura

Fonte: SILVERMAN (2002, p. 12).

Os fatores descritos acima são aplicados tanto para o modo de aquisição sequencial (*slice by slice*) quanto para o modo de aquisição espiral/helicoidal (volumé-

trico). Para o modo espiral/helicoidal, há outro fator importante que deve ser considerado, o “*pitch*”. O “*pitch*” é uma razão definido como a distância que a parte superior móvel da mesa do paciente (normalmente referido como tampo da mesa) percorre durante uma rotação completa de 360° dividido pela espessura da secção. A dose no paciente é inversamente proporcional ao “*pitch*”. Se o “*pitch*” aumenta, a dose no paciente diminui, se o “*pitch*” diminui a dose no paciente aumenta (PARRY, 1999, p. 1298).

Para determinações rotineiras de dose, uma câmara de ionização tipo “lápis” é normalmente empregada com um “*phantom*” ou simulador de acrílico. Doses para pacientes específicos podem ser determinadas com dosímetros termoluminescentes colocados no paciente. Procedimentos com múltiplas secções normalmente aumentam a dose na secção específica pelo menos por um fator de 2.

A informação da dose no paciente deve ser conhecida por diversas razões. A TC proporciona algumas das maiores doses na radiologia. Além disso, a TC é uma técnica de imagem que produz melhores imagens para maiores doses. Por ser uma técnica digital, a imagem não se torna demasiadamente escura quando a dose é excessiva (ROTHENBERG, 1992, p. 1225).

2.2.12.1 Variação da dose ao longo do plano de varredura (plano x,y)

Exposições radiográficas projetionais são tomadas a partir de uma posição de origem e a dose de entrada na superfície da pele é muito maior do que a dose na saída, criando um grande gradiente de dose através do paciente, (Figura 30). Em oposição, exposições à tomografia computadorizada com varredura total de 360° resultam em uma variação de dose de radiação radialmente simétrica no paciente. Isto é, em um objeto uniformemente circular, tal como um “phantom”, todos os pontos em um determinado raio a partir do centro têm a mesma dose de radiação. A magnitude da variação da dose (a diferença do centro para a periferia) será afetada por vários fatores, incluindo o tamanho do objeto, o espectro do feixe de raios X e a atenuação do material ou tecido.

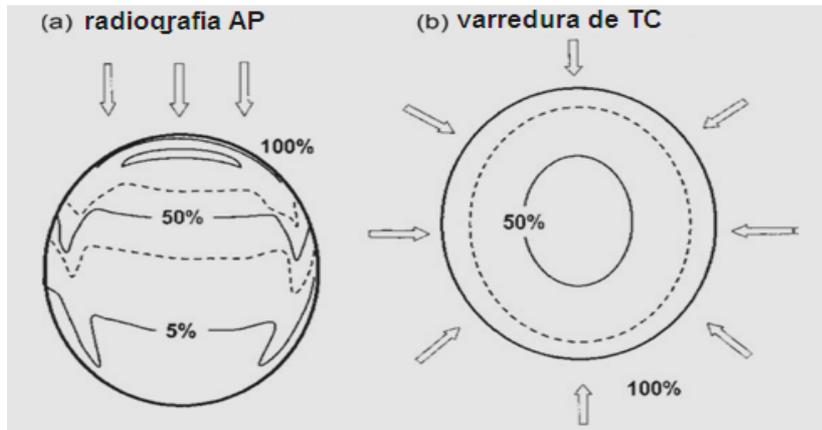


Figura 30 – Comparação da distribuição de dose no cérebro. (a) para uma radiografia do crânio e (b) para uma varredura do crânio em TC. As doses são mostradas em relação à dose de entrada na superfície. As setas indicam as direções dos feixes de raios X incidente

Fonte: MARTIN (2008, p. 390).

2.2.12.2 Variação da dose ao longo do eixo z

Além da variação no plano de varredura (plano x, y), existe uma variação ao longo do comprimento do paciente ou “phantom”. Isto pode ser caracterizado pela distribuição de dose no eixo z ou perfil de radiação, (Figura 31). Esta é a distribuição de dose absorvida ao longo do eixo do paciente devido a uma varredura axial única (uma rotação completa em uma posição da mesa). O perfil de dose da radiação não é limitado somente à área colimada a ser irradiada. Existem extremidades (dose além da colimação nominal) para esta distribuição devido à colimação não ideal da fonte de raios X, à divergência do feixe de raios X e existência de fótons espalhados no objeto (paciente) que está sendo irradiado. Quando múltiplas varreduras adjacentes são feitas, as extremidades dos perfis de radiação das varreduras adjacentes podem contribuir para a dose absorvida fora da área colimada que está sendo irradiada (MICHAEL, 2002, p. 1544).

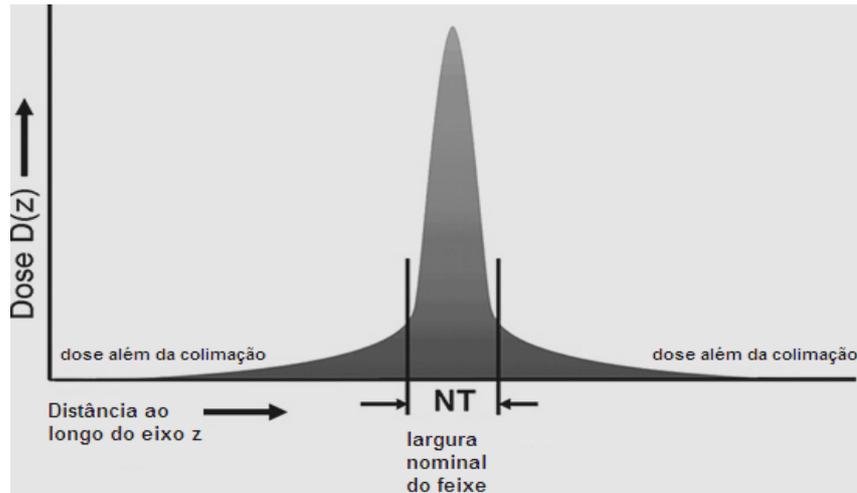


Figura 31 – Distribuição da dose de radiação para uma varredura axial única de TC ao longo do eixo z, perpendicular ao plano de varredura do paciente. Este perfil é a distribuição da dose de radiação ao longo do eixo do paciente (eixo z) e é conhecido como $D(z)$.

Fonte: GERBER (2009, p. 669).

Se a dose nas extremidades é significativa a alguma distância da localização da secção de origem, cria uma dose absorvida adicional na área primária que está sendo irradiada. A magnitude das contribuições das secções adjacentes está diretamente relacionada com os espaçamentos das secções, a largura e a forma do perfil da radiação (MICHAEL, 2002, p. 1554), bem como à combinação da divergência do feixe, penumbra e espalhamento (FEARON, 2002, p. 247).

A largura de distribuição de dose é quase sempre um pouco maior do que a largura da colimação nominal (SEERAM, 1992, p. 220).

A função $D(z)$ é usada para descrever, de forma arbitrária, a intensidade da dose para um equipamento de TC ao longo do eixo do paciente. Em geral, $D(z)$ varia de um equipamento de TC para outro (SEERAM, 221, p. 221).

2.2.12.3 Grandezas Dosimétricas Específicas para Tomografia Computadorizada

2.2.12.3.1 Índice de Dose em Tomografia Computadorizada (IDTC)

O IDTC é a primeira medida de dose em TC,

$$\text{IDTC} = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz, \quad (8.0)$$

onde,

$D(z)$ é o perfil de dose da radiação no eixo z .

N é o número de secções tomográficas a serem obtidas em uma única varredura axial. Esta é igual ao número dos canais de dados usados em uma varredura particular. O valor de N pode ser menor ou igual ao número máximo de canais de dados disponíveis no sistema.

T é a largura da secção tomográfica a ser obtida ao longo do eixo z por um canal de dados. Nos equipamentos de TC com múltiplas secções, vários elementos de detectores podem ser agrupados juntamente para formar um canal de dados. Nas fileiras de secções únicas a colimação (T) do eixo z é da largura da varredura nominal. (AAPM, 2008, p. 6).

IDTC representa a dose média absorvida ao longo do eixo z para uma série de irradiação contínua. Esta é medida em uma varredura axial de TC (uma rotação do tubo de raios X) e é calculada dividindo a dose total absorvida pela colimação total do feixe. O IDTC é sempre medido no modo de varredura axial para uma única rotação da fonte de raios X e, teoricamente, estima a dose média na região central (intersecção entre as curvas que representam as contribuições das doses adjacentes) do volume varrido consistindo de múltiplas e contínuas varreduras de TC (MSAD) para o caso onde o comprimento da varredura (mais do que uma secção) é suficiente para que a dose central se aproxime do seu limite assintótico superior. O

IDTC oferece uma forma mais conveniente, um método nominalmente equivalente, para estimar este valor e requer somente uma aquisição de uma única varredura que, na atualidade, economiza uma quantidade considerável de tempo (AAPM, 2008, p. 7).

2.2.12.3.2 Índice de Dose de Tomografia Computadorizada FDA (IDTC_{FDA})

Teoricamente, a equivalência entre, MSAD e IDTC, requer que todas as contribuições das extremidades do perfil de dose de radiação sejam incluídas na medição de dose do IDTC. Os limites exatos de integração requeridos para encontrar este critério dependem da largura do feixe de radiação nominal e o meio de espalhamento. Para padronizar as medidas do IDTC (infinito não é um parâmetro de medição), o FDA¹⁵ introduziu os limites de integração de $\pm 7 T$, onde T representa a largura da secção nominal. Curiosamente, o equipamento original de TC, o EMI Mark I, foi um sistema com duas fileiras de detectores. Por isso, a largura nominal do feixe de radiação foi igual ao dobro da largura da secção nominal (isto é, $N \times T$ mm). Para dar conta disso, o valor do IDTC deve ser normalizado para $1/NT$:

$$\text{IDTC}_{\text{FDA}} = \frac{1}{NT} \int_{-7T}^{7T} D(z) dz. \quad (9.0)$$

Infelizmente, os limites da integração não eram similarmente expressos em termos de NT , permitindo a subestimação potencial do DMMS pelo IDTC. Para a tecnologia disponível em 1984, o uso do NT nos limites de integração foi considerado desnecessário.

O meio de espalhamento para medidas do IDTC também foi padronizado pelo FDA. Este consiste de dois cilindros de polimetilmetaacrilato (PMMA, isto é, acrílico ou lucite) com 14 centímetros de comprimento. Para estimar os valores de dose para exames do crânio, um diâmetro de 16 centímetros deve ser usado. Para estimar os

¹⁵ Food and Drug Administration.

valores de dose nos exames do corpo, um diâmetro de 32 centímetros é para ser usado. Estes valores de dose são tipicamente citados como IDTC dos “*phantoms*” do crânio e do corpo (AAPM, 2008, p. 07).

2.2.12.3.3 Índice de Dose para Tomografia Computadorizada 100 (IDTC₁₀₀)

O IDTC₁₀₀ representa a dose acumulada para múltiplas varreduras no centro para uma varredura de 100 mm e subestima a dose acumulada para varreduras com comprimentos maiores. É, portanto, menor do que a dose de equilíbrio ou MSAD. O IDTC₁₀₀, semelhante ao IDTC_{FDA}, requer a integração do perfil de dose da radiação a partir de uma única varredura axial sobre os limites de integração específicos. No caso do IDTC₁₀₀, os limites de integração são ± 50 mm, que corresponde ao comprimento de 100 mm da câmara de ionização, tipo lápis, comercialmente disponível.

$$\text{IDTC}_{100} = \frac{1}{\text{NT}} \int_{-50 \text{ mm}}^{50 \text{ mm}} D(z) dz. \quad (10.0)$$

O uso de um único limite de integração consistente evita o problema da superestimação para secções com larguras estreitas (Isto é, < 3 mm). IDTC₁₀₀ é realizado usando uma câmara de ionização tipo lápis com 100 mm de comprimento, volume ativo 3 centímetros cúbicos (cc) e os dois “*phantoms*” padrões de acrílico para IDTC do crânio e do corpo. As medidas devem ser feitas com a mesa do paciente parada.

A câmara tipo lápis de volume ativo ℓ não está medindo realmente a exposição X ou kerma no ar, mas, preferencialmente, a integral do perfil de dose $D(z)$ para uma única rotação. Embora o medidor de exposição ou kerma no ar possa converter carga coletada em uma leitura de exposição em Roentgens (R) ou leitura de kerma no ar em mGy, o valor da medida, chamada de “leitura do medidor”, representa, atualmente, a exposição média ou kerma no ar sobre o comprimento ℓ da câmara.

$$\text{Leitura do Medidor} = \frac{1}{\ell} \int_{-\frac{\ell}{2}}^{\frac{\ell}{2}} X(z) dz = \frac{1}{f \cdot \ell} \int_{-\frac{\ell}{2}}^{\frac{\ell}{2}} D(z) dz, \quad (11.0)$$

Onde,

f é o fator de conversão de exposição para dose, $D = f \cdot X$.

Considerando a definição acima do IDTC₁₀₀ ($\ell = 100 \text{ mm}$), temos que,

$$\text{IDTC} = \frac{f(\text{rad/R}) \cdot (\text{mm}) \cdot \text{Leitura do Medidor (R)}}{\text{N.T (mm)}} \quad (12.0)$$

portanto,

$$\text{IDTC}_{100}(\text{rad}) = \frac{C \cdot f(\text{rad/R}) \cdot 100 \text{ mm} \cdot \text{Leitura do Medidor (R)}}{\text{N.T (mm)}}, \quad (13.0)$$

onde C é o fator de calibração da câmara (tipicamente em torno de 1.0), necessário para corrigir a leitura do medidor para temperatura e pressão em exposição verdadeira (se a qualidade do feixe de calibração e a medição diferirem suficientemente para exigir isso).

Deve-se usar um fator f apropriado para a conversão de Exposição X em Dose Absorvida (rad):

- 0,78(rad/R) para o cálculo da dose no acrílico (IDTC_{FDA});
- 0,94 (rad/R) para estimar a dose nos tecidos;
- 0,87(rad/R) para a dose no ar e de cálculo ou comparação com IDTC₁₀₀ ou IDTC_P;

Estes valores correspondem aos valores típicos de voltagem em TC de 120 kVp, que correspondem a uma energia efetiva de aproximadamente 70 keV. Para varreduras em outras configurações da voltagem do tubo, os fatores f podem ser escolhidos de acordo.

Quando uma medida com uma câmara de ionização é dada em kerma no ar (mGy), cuidados devem ser tomados para indicar qual o fator f deve ser usado, se houver, uma vez que da leitura da câmara e o valor do IDTC são ambos dados em unidades de mGy:

- 1,06 (mGy/mGy) para a dose no tecido;
- 0,90 (mGy/mGy) para a dose no “phantom” de lucite (Plexiglas Perspex);
- 1,00 (mGy/mGy) para a dose no ar (AAPM, 2008, p. 7, 8, 9);

2.2.12.3.4 Índice de Dose Ponderada em Tomografia Computadorizada (IDTC_p)

O IDTC varia através do campo de visão (FOV). Por exemplo, para uma imagem de TC do corpo, o IDTC é tipicamente um ou dois fatores maiores na superfície do que no centro do FOV. O IDTC médio através do FOV é estimado pelo IDTC ponderado (IDTC_p), onde

$$\text{IDTC}_p = \frac{1}{3}\text{IDTC}_{100,C} + \frac{2}{3}\text{IDTC}_{100,B} \quad (14.0)$$

Os valores de $\frac{1}{3}$ e $\frac{2}{3}$ aproximam as áreas apresentadas relativas aos valores do centro e da borda. O IDTC_p é um indicador útil da radiação que sai do equipamento para um kVp e mAs específico.

De acordo com a ¹⁶IEC 60601-2-44, o C_P deve usar o $IDTC_{100}$, como descrito acima, e um fator f para o ar de (0.87 rad/R ou 1.0 mGy/mGy) (AAPM, 2008, p. 09).

A representação da dose total obtida na periferia do “phantom”, nos quatro orifícios, é através da média das quatro medidas (AIFM, 2007, p. 75).

2.2.12.3.5 Índice de Dose Volumétrica em Tomografia Computadorizada ($IDTC_{Vol}$)

Para representar a dose de uma varredura de um protocolo específico, que quase sempre envolve uma série de varreduras, é essencial levar em consideração alguns espaços ou sobreposições entre os feixes de raios X devido às consecutivas rotações da fonte de raios X. Isto é acompanhado com o uso de um descritor de dose conhecido como $IDTC_{Vol}$, onde,

$$IDTC_{Vol} = \frac{N \times T}{I} \cdot IDTC_P \quad (15.0)$$

onde,

I é o incremento da mesa por varredura axial (mm).

Uma vez que o pitch é definido como a razão do deslocamento da mesa por rotação (I) para uma largura total do feixe nominal ($N \times T$),

$$\text{Pitch} = \frac{I}{(N \times T)}. \quad (16.0)$$

Assim, o $IDTC_{Vol}$ pode ser expresso como,

¹⁶ International Electrotechnical Commission.

$$\text{IDTC}_{\text{Vol}} = \frac{1}{\text{pitch} \times \text{IDTC}_{\text{P}}} \cdot \quad (17.0)$$

Considerando que o IDTC_{P} representa a dose média de radiação absorvida nas direções x e y no centro da varredura, para uma série de varreduras axiais, onde o espalhamento nas extremidades é negligenciado além do limite de integração de 100 mm, o IDTC_{Vol} representa a dose média de radiação absorvida nas direções x, y e z. Isto é conceitualmente semelhante ao DMMS, mas é padronizado em relação aos limites de integração (± 50 mm), ou seja, não inclui as extremidades além da colimação nominal, e o fator f usado para converter a medida de exposição ou kerma no ar em dose no ar.

O IDTC_{Vol} providencia um parâmetro de dose único de TC, baseado em uma medida quantitativa fácil e direta, que representa a dose média no volume de varredura em um “*phantom*” padrão. A unidade no SI é mGy. O IDTC_{Vol} é um indicador útil da dose em um “*phantom*” padrão para um protocolo específico de exame, porque leva em consideração as informações específicas do protocolo, tal como o *pitch*. Este valor pode ser mostrado prospectivamente no console dos equipamentos atuais de TC, embora isso possa ser erroneamente rotulado em sistemas de TC como IDTC_{P} . O acordo ajustado com a IEC sobre estas definições são usados nos mais modernos equipamentos de TC.

Enquanto que o IDTC_{Vol} estima a dose de radiação média no volume irradiado para um objeto com atenuação semelhante ao IDTC do “*phantom*”, isso não representa a dose média nos objetos de tamanhos substancialmente diferentes, na forma e na sua atenuação ou quando os limites de integração de 100 mm omitirem uma fração considerável do espalhamento nas extremidades. Além disso, não indica a energia total depositada no volume de varredura porque é independente da duração da varredura. Ou seja, seu valor permanece inalterado se a cobertura da varredura é de 10 ou 100 cm. O IDTC_{Vol} estima a dose para uma varredura de 100 mm apenas, embora o volume real da dose média aumente com a duração da varredura até o limite de equilíbrio do valor de dose (AAPM, 2008, p 09, 10).

2.2.12.3.6 Produto Dose × Comprimento (PDC)

A melhor representação da energia total liberada por um dado protocolo de exame pode ser obtida pela, a dose absorvida integrada ao longo do comprimento da varredura, para o cálculo do produto dose × comprimento (PDC), onde

$$\text{PDC}(\text{mGy} \times \text{cm}) = \text{IDTC}_{\text{Vol}}(\text{mGy}) \times L (\text{cm}) \quad (18.0)$$

onde,

L é o comprimento total da região a ser varrida.

O PDC reflete a energia total absorvida (e, portanto o efeito biológico potencial) atribuída à aquisição completa da varredura. Assim, somente um exame de TC do abdome poderia ter o mesmo IDTC_{Vol} de um exame de TC abdome/pelve, mas o último exame terá um maior PDC, proporcional a maior extensão z do volume de varredura, (Figura 32).

Em TC helicoidal, os dados interpolados entre dois pontos devem ser realizados para todos os ângulos de projeções. Assim, as imagens do início e do final da varredura helicoidal requerem dados das projeções do eixo z para além dos limites da varredura definida (isto é, o início e o final da faixa anatômica sobre o qual as imagens são desejadas). Este aumento no PDC devido a uma rotação adicional requerida para o algoritmo de interpolação helicoidal é muitas vezes referido como sobreposição. Para equipamentos de múltiplas secções, o número de rotações adicionais é enormemente dependente do pitch, com um aumento típico de duração da irradiação de 1,5 vezes a largura nominal do feixe.

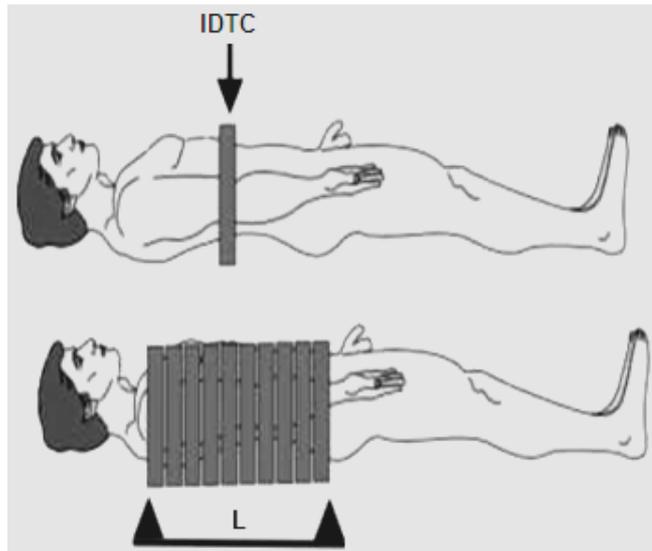


Figura 32 – Perfil de dose total no modo seqüencial para um comprimento L.
 Fonte: SPRAWLS (Home Page).

As implicações da sobreposição no que diz respeito ao PDC, dependem da extensão da região do corpo a ser obtida. Para varreduras helicoidais que são relativamente curtas em relação à largura total do feixe (secções espessas), a eficiência da dose (no que diz respeito sobreposição) diminuirá. Para a mesma cobertura anatômica, a dose é geralmente mais eficiente (maior sobreposição devido ao espalhamento) quando realizada múltiplas varreduras helicoidais (exigem secções mais finas) do que para uma única varredura helicoidal (exigem secções mais espessas) (AAPM, 2008, p. 10).

2.2.12.3.7 Dose Média em Múltiplas Secções (DMMS)

A dose média para múltiplas varreduras (DMMS) é a dose média de radiação na parte central da varredura em um estudo de TC, consistindo de múltiplas varreduras paralelas, (Figura 33, Esquerda). A DMMS descreve corretamente a dose média no paciente somente se o protocolo de varredura utiliza mais do que algumas varreduras paralelas. Como o IDTC, a DMMS requer dosímetros termoluminescentes para a medida e é raramente realizado. Normalmente, a DMMS é maior do que o pico

do perfil de dose de radiação de uma única varredura (*single slice*) por um fator de 2 para 3. A unidade no Sistema Internacional de medidas para a DMMS é o Gray.

O valor numérico da DMMS está diretamente relacionado à separação espacial de sucessivas varreduras. Esta separação espacial é dependente do avanço da mesa do paciente durante um exame de TC em espiral/helicoidal. O avanço da mesa é quantificado pelo “*pitch*” (MORIN et al; 2010, p. 919).

Desde o advento da TCMS, várias definições de “*pitch*” têm sido usadas devido à polêmica sobre o avanço do tampo da mesa ser expresso em relação à largura de uma única varredura ou em relação à largura combinada de todas as varreduras simultâneas. Esta é uma das razões para o alto grau de variação entre os valores de dose de radiação na literatura para a TCMS cardíaca.

Esta controvérsia foi resolvida no acordo de Consenso Internacional sobre Parâmetros de Dosimetria em TC. O “*pitch*” é agora definido como a distância que a o tampo da mesa do paciente avança na direção z (mm) por 1 rotação do “*gantry*” dividido pela largura da varredura nominal total. Para sistemas de TCMS, a largura nominal total da varredura inclui todas as varreduras simultâneas adquiridas e corresponde à distância (mm) na direção z coberta por todas as colunas de detectores que são ativadas durante uma varredura. Se o avanço da mesa do paciente, durante 1 rotação do *gantry*, é menor do que a largura nominal total da varredura (isto é *pitch* <1), ocorre sobreposição da varredura. A sobreposição da varredura aumenta com a diminuição do *pitch*. A DMMS das varreduras não helicoidal pode ser estimada usando o IDTC, pela equação:

$$DMMS = \frac{N \times T}{I} \times IDTC_{100, PMMA}, \quad (19.0)$$

onde N é o número de varreduras, T é a largura da varredura nominal (mm) e I é a distância entre as varreduras (mm). Para sistemas de múltiplas secções, $N \times T$ é a largura da varredura nominal e I corresponde ao avanço da mesa do paciente durante 1 rotação do “*gantry*”. Portanto, a DMMS para varreduras helicoidais pode ser expresso como,

$$DMMS = \frac{1}{\text{pitch}} \times IDTC_{100,PMMA}. \quad (20.0)$$

A partir desta equação, se que o “pitch” é igual a 1, a DMMS é igual ao IDTC. Portanto, uma definição correta e consistente é crucial para garantir a comparabilidade dos cálculos da DMMS entre diferentes sistemas de TC e protocolos. A DMMS aumenta com a diminuição do pitch, (Figura 33, Direita) (MORIN et al, 2003, p. 919, 920).

A DMMS é clinicamente importante porque representa uma dose média liberada no paciente quando uma série de varreduras é realizada (SEERAM, 1994, p. 222).

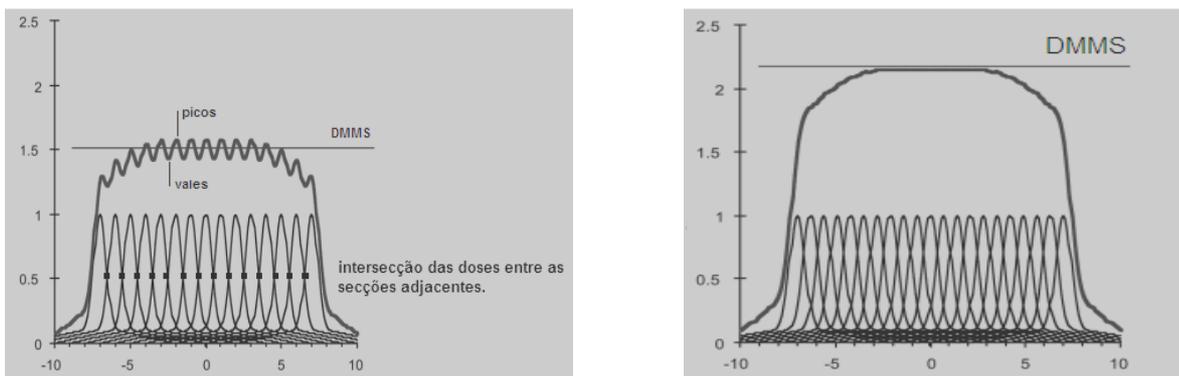


Figura 33 – (Esquerda) Perfil de dose total no modo seqüencial, 15 rotações subsequentes. Cada intersecção, pequenos quadrados na parte central das secções, entre uma secção e outra é somada e produz um pico, parte superior. A dose média (linha reta) entre vales

Fonte: BUZUG (2008, p. 490).

2.2.13 Artefatos

O termo “artefatos” em imagens médicas caracteriza cada desvio da imagem na reprodução exata das características anatômicas e topográficas (descrição anatômica minuciosa de qualquer parte do organismo) da área ser examinada. Artefatos podem degradar completamente ou parcialmente a qualidade da imagem adquirida e

podem simular patologias. Reconhecer, minimizar ou eliminar artefatos requerem um conhecimento adequado de física aplicada aos protocolos de varredura e reconstrução (LAVDAS, 2009, p. 1, 2).

Em TC, artefatos é a diferença entre os NTC (números de TC ou HU) na imagem resultante e o coeficiente de atenuação esperado dos objetos. Infelizmente, nem sempre é possível afirmar se existe um artefato nas imagens de TC, porque é difícil determinar os valores esperados, pois depende do julgamento do observador (médicos) (YAZDI, 2008, p.135).

Artefatos de TC originam-se de várias fontes, (Figura 34). É possível classificar a origem destes artefatos dentro de 4 grupos: Artefatos físicos, artefatos gerados pelo paciente, artefatos gerados pelo equipamento e artefatos gerados pelas técnicas “helicoidal e de múltiplas secções” (BARRET, 2004, p. 1).



Figura 34 – Esquema representativo dos artefatos gerados em TC.

2.2.13.1 Artefatos gerados pelo paciente

2.2.13.1.1 Materiais metálicos

A presença de objetos metálicos no campo de visão (FOV) (Figura 35) pode ocasionar graves artefatos de listras. Eles ocorrem porque a densidade do metal está além dos limites normais que podem ser manipulados pelo computador, resultando em perfis incompletos.

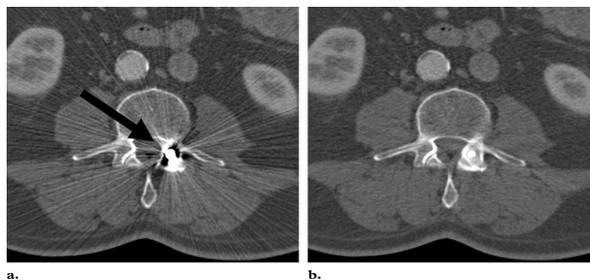


Figura 35 – Imagens da coluna vertebral (seta preta), reconstruída sem correção (a) e com correção (b). As listras brancas lineares correspondem aos artefatos.

Fonte: BARRET (2004, p. 1685).

2.2.13.1.2 Movimento do paciente

Movimentos do paciente podem causar artefatos de “registro incorreto”, que aparecem como sombreamento na imagem reconstruída, (Figura 36). Medidas devem ser tomadas para prevenir movimentos voluntários, mas alguns movimentos involuntários podem ser inevitáveis durante a varredura do corpo. Há, porém, características especiais em alguns equipamentos para minimizar artefatos resultantes.

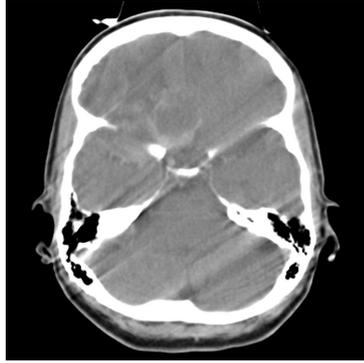


Figura 36 – Imagem de TC da cabeça mostrando artefatos de movimento que correspondem às listras brancas na imagem.
 Fonte: BARRET (2004, p. 1685).

2.2.13.1.3 Dimensão do paciente excedendo o campo de visão (FOV)

Se qualquer parte do paciente se encontra fora do campo de visão, o computador terá informações incompletas relacionando a mesma podendo resultar em artefatos de listras. Na (Figura 37) o paciente foi examinado com seus braços para baixo em vez de serem retirados para fora do caminho de varredura. Como os braços estão fora do campo de varredura, não estão presentes na imagem, mas sua presença em alguns pontos das projeções durante a varredura leva a artefatos em toda a imagem tornando-a inútil para diagnóstico.



Figura 37 – Imagem de TC do corpo obtida com os braços do paciente para baixo, mas fora do campo de visão, mostrando artefatos de listras.
 Fonte: BARRET (2004, p. 1686).

2.2.13.1.4 Radiação espalhada

Considerando que a radiação espalhada é quase a mesma em todos os ângulos de projeção, esta é muito diferente do sinal desejado.

Elementos detectores localizados fora da linha de visão direta podem ser prejudicados por certas interações. Especialmente em áreas de objetos anatômicos de forte atenuação, tais como ombro, abdômen e pélvis, valores medidos podem ser distorcidos devido à radiação espalhada. Estes raios X espalhados podem se tornar uma parte do sinal total.

Em direções de projeção em que objetos altamente absorventes de radiação estão localizados, um após o outro, o sinal desejado pode se tornar extremamente fraco de modo que a radiação espalhada domina o sinal, (Figura 38). Dentro da retroprojeção filtrada, incoerências então, surgirão a partir desta direção de projeção que resultarão em artefatos de listras.

Com relação à radiação de espalhamento que atinge o detector, os equipamentos de terceira geração são superiores aos equipamentos de quarta geração (BUZUG, 2008, p. 443).

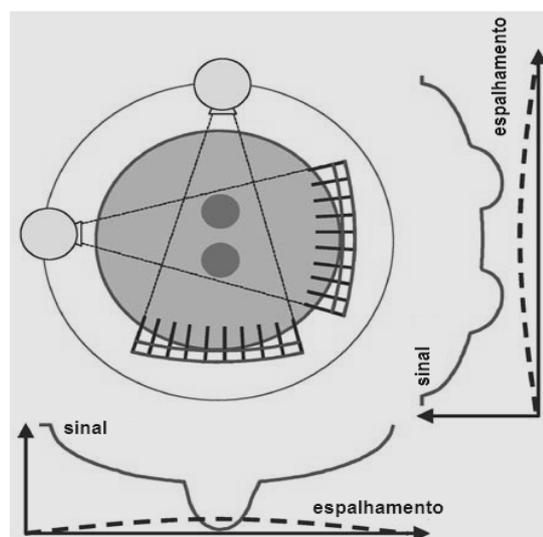


Figura 38 – O sinal de espalhamento de fundo (pontilhado) pode cobrir o sinal desejado (contínuo).

Fonte: BUZUG (2008, p. 444).

2.2.13.2 Artefatos Físicos

Resultam dos processos físicos envolvidos na aquisição dos dados em TC. Artefatos físicos são produzidos por endurecimento do feixe, baixa amostragem, volume parcial e insuficiência¹⁷ de fótons.

2.2.13.2.1 Endurecimento do feixe

Um feixe de raios X é composto por fótons individuais com uma faixa de energia. Como o feixe passa através de um objeto, ele torna-se “duro”, isto é, a sua energia média aumenta, porque os fótons de baixa energia são absorvidos mais rapidamente do que os fótons com alta energia. Dois tipos de artefatos podem resultar desde efeito: artefatos de “copo” e o aparecimento de bandas ou listras escuras entre objetos densos na imagem, (Figura 39).

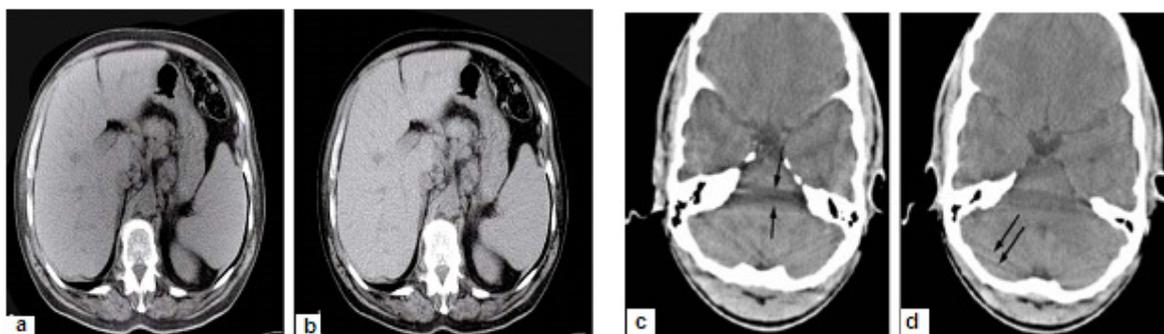


Figura 39 – (Esquerda) Artefatos de copo em um tomograma axial do abdômen. a) sem correção e b) com correção. (Direita) Artefato de listras na base do crânio. As setas marcam os erros mais peculiares na imagem. c) A sombra entre os ossos pétreos é chamada de barr

Fonte: BUGUG (2008, p. 429) e BARRET (2004, p. 1).

¹⁷ Tradução da palavra “starvation”.

2.2.13.2.2 Baixa Amostragem

Um intervalo de amostragem muito baixo leva a um registro incorreto, pelo computador, das informações relativas à forma das bordas e objetos pequenos. Isso leva a um efeito conhecido como “aliasing” onde finas listras aparecem na imagem, (Figura 40).

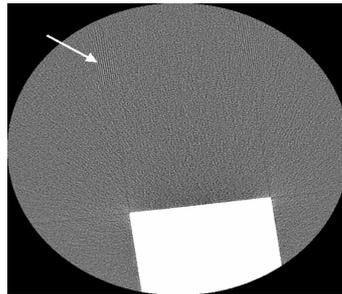


Figura 40 – Imagem de um bloco de teflon em um “phantom” de água mostrando “aliasing” (seta) devido à baixa amostragem nas bordas do bloco.

Fonte: BARRET (2004, p. 1).

2.2.13.2.3 Volume Parcial

Há uma série de maneiras no qual o efeito de volume parcial pode levar a artefatos de imagem. Estes artefatos são um problema isolado a partir da média do volume parcial, que produz um número de TC representativo da atenuação média do material dentro do voxel.

Um tipo de artefato de volume parcial ocorre quando um objeto denso deitado fora do centro, parcialmente, se projeta na largura do feixe de raios X. Na (Figura 41), o feixe de raios X divergente ao longo do eixo z é enormemente exagerado para demonstrar como um objeto fora do eixo pode estar dentro do feixe e, portanto, visualizado pelos detectores, quando o tubo é orientado da esquerda para a direita. Porém, fora do raio, quando o tubo é posicionado da direita para a esquerda. As incoerências entre as visões causam artefatos de sombreamento que aparecem na imagem. Artefatos de volume parcial podem melhor ser evitados usando uma sec-

ção de largura fina, durante a aquisição. Isso é necessário quando imagens de qualquer parte do corpo onde a anatomia rapidamente da direção z, por exemplo, na fossa posterior. Para limitar o ruído da imagem, as secções mais espessas podem ser geradas como a soma de várias secções finas (BARRET et al; 2004, p. 01).

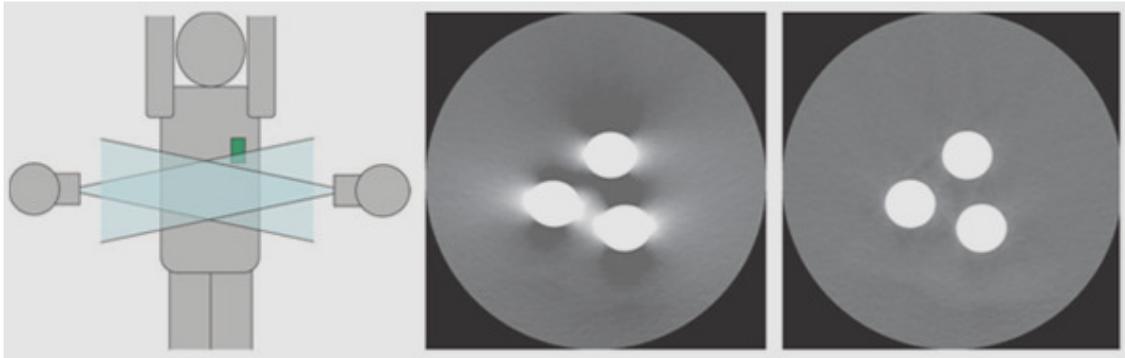


Figura 41 – (Esquerda) Mecanismo para artefato de volume parcial. Imagem de três bastões de acrílico de 12 mm de diâmetro suspensos paralelamente no ar e aproximadamente 15 cm do eixo do equipamento, respectivamente, imagens obtidas com os bastões invadindo parci

Fonte: BARRET (2004, p. 1682).

2.2.13.2.4 Insuficiência de fótons

Uma fonte potencial de sérios artefatos de “listras” é a insuficiência de fótons, que podem ocorrer em áreas altamente atenuantes, tal como os ombros, (Figura 42). Quando o feixe passa horizontalmente através da maior parte do paciente, poucos fótons atingem os detectores e projeções muito ruidosas são produzidas. O ruído é aumentado quando as projeções são reconstruídas, resultando em listras horizontais na imagem.

Se a corrente do tubo é aumentada durante o período de varredura, o problema de insuficiência de fótons será superado, mas o paciente receberá dose desnecessária quando o feixe passar através das partes menos atenuantes.

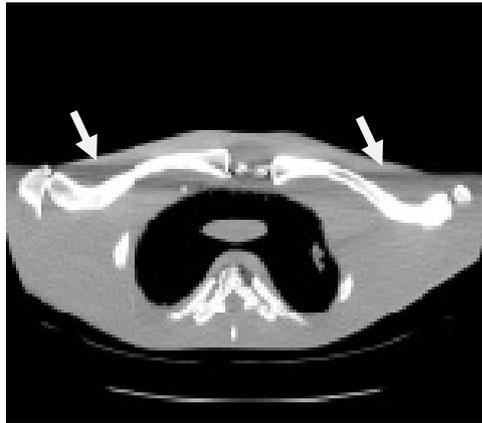


Figura 42 – Imagem de TC de um “phantom” de ombro, mostrando artefatos causados pela insuficiência de fótons e gerando manchas escuras na imagem (setas brancas).

Fonte: BARRET (2004, p. 1682).

2.2.13.3 Artefatos gerados pelo equipamento

2.2.13.3.1 Artefatos de anéis

Se um dos detectores dos equipamentos de terceira geração está descalibrado, este dará uma leitura errada de forma consistente em cada posição angular, resultando em um artefato circular. Isto é mais provável acontecer em equipamentos de detectores sólidos, onde todos os detectores são entidades separadas, do que em equipamento com detectores gasosos, no qual consistem de uma única câmara preenchida com xenônio subdividida por eletrodos (BARRET et al; 2004, p. 01).

A (Figura 43), mostra uma falha no canal do detector. a) Uma visão do planejamento do dorso de um “phantom” mostrando um detector defeituoso como uma linha vertical resultante da posição fixa do tubo de raios X, enquanto a mesa avança ao longo. A linha horizontal tracejada marca a localização do tomograma axial a ser medido. b) O sinograma também contém uma linha reta, desde a posição do detector é mostrado como uma função do ângulo de projeção. A posição horizontal do detector indica o canal defeituoso. Esta posição não é alterada enquanto a unidade de amostragem gira. As figuras do lado direito, respectivamente, c) e d) mostram as

reconstruções das imagens com um conjunto de detectores normais e um conjunto de detectores defeituosos. É facilmente visível que somente os dados da imagem localizada no interior do círculo correspondente, o qual é chamado de artefato de anel (BUZUG, 200. p. 436).

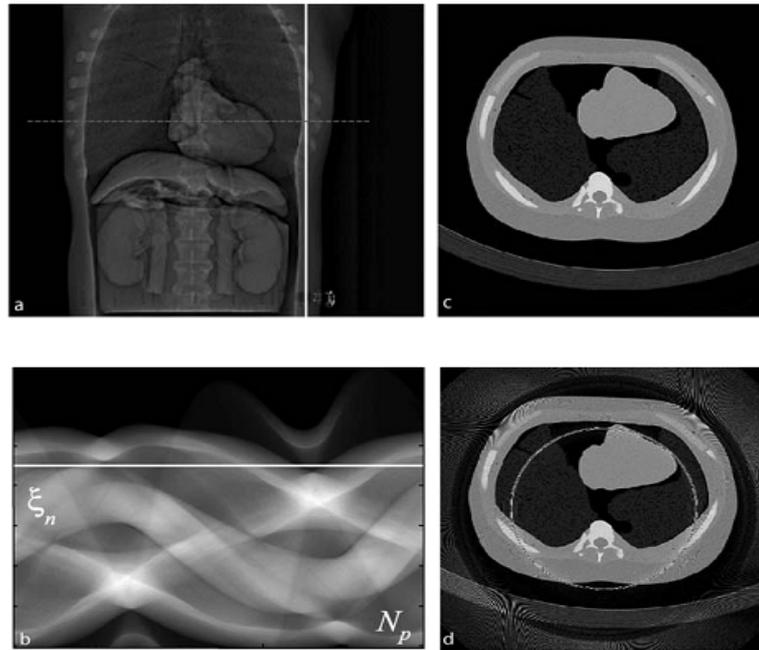


Figura 43 – Visualização completa da geração de artefato em forma de anel.
Fonte: BUZUG (2008, p.436).

2.2.13.4 Artefatos gerados pelas técnicas espiral/helicoidal e de múltiplas secções

Dependem do método de reconstrução da imagem empregado.

2.2.13.4.1 Artefato helicoidal no plano axial – varredura de secção única (single-slice)

Em geral, os artefatos são vistos em varreduras helicoidais bem como em varreduras convencionais. No entanto, existem artefatos adicionais que podem ocorrer

em varreduras helicoidais devido à interpolação helicoidal e processos de reconstrução. Os artefatos são um resultado das rápidas mudanças das estruturas na direção z, por exemplo, na parte superior do crânio, e piora quanto maior o “pitch”.

Se uma varredura helicoidal com um “phantom” em forma de cone ao longo do eixo z do equipamento, a imagem resultante transaxial aparecerá circular, (Figura 44). Na verdade, porém, a sua forma será distorcida por causa da função de ponderação usada no algoritmo de interpolação helicoidal. Em alguns ângulos de projeção, a imagem é mais influenciada pela contribuição das partes mais largas do cone em frente ao plano de varredura e para outros ângulos de projeção, as contribuições das partes de trás da varredura predominam.

Assim, a orientação da mudança dos artefatos como uma função da posição do tubo no centro do plano da imagem. Em imagens clínicas, tal como esta série de imagens do fígado (Figura 45), artefatos helicoidais podem ser facilmente interpretados como patologia (BARRET, 2004, p. 01).

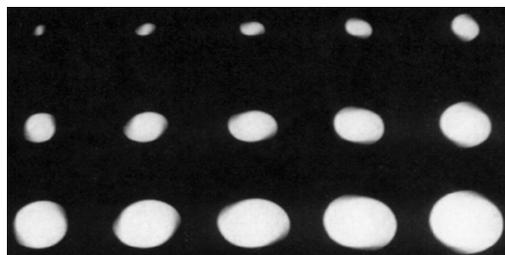


Figura 44 – Imagens obtidas no modo helicoidal de um “phantom” em forma de cone deitado ao longo do eixo z. As imagens deveriam aparecer de forma circular.

Fonte: BARRET (2004, p. 1688).

Em imagens clínicas, tal como esta série de imagens do fígado, (Figura 45), artefatos helicoidais podem ser facilmente mal interpretados como patologia (BARRET, 2004, p. 01).

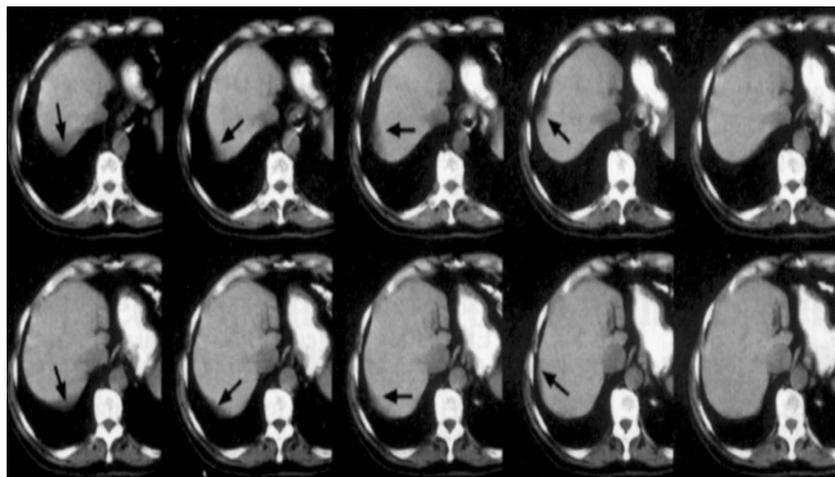


Figura 45 – Série de imagens de TC helicoidal do abdômen, mostrando artefatos helicoidais (setas pretas). Alteração no NTC devido à aquisição da imagem com um pitch muito grande pode ser confundida com alguma patologia na região fígado.

Fonte: BARRET (2004, p. 1688).

2.2.13.4.2 Reformatações Multiplanares e 3D

As principais melhorias nas reconstruções multiplanares e 3D surgiram desde a introdução da varredura helicoidal e, numa medida ainda maior, com a varredura de múltiplas secções (multi-slice). Quanto maior a velocidade com que um volume requerido pode ser escaneado significa que os efeitos de movimentos do paciente são muito reduzidos e que o uso de aquisição de secções finas e sobreposição de secções reconstruídas conduzem a definição mais nítida das imagens reformatadas.

Artefatos de escada: Artefatos de escada aparecem ao redor das bordas nas estruturas das reconstruções em 3D e multiplanares quando uma colimação larga e intervalos de reconstrução não sobrepostos são usados. Eles são menores com varreduras helicoidais, que permitem reconstruções de secções sobrepostas sem dose extra para o paciente que ocorre quando varreduras axiais sobrepostas são realizadas. Artefatos de escada são virtualmente eliminados nas reformatações 3D e multiplanares de dados de secções finas nos atuais equipamentos de múltiplas secções (multi-slice) (Figura 46).

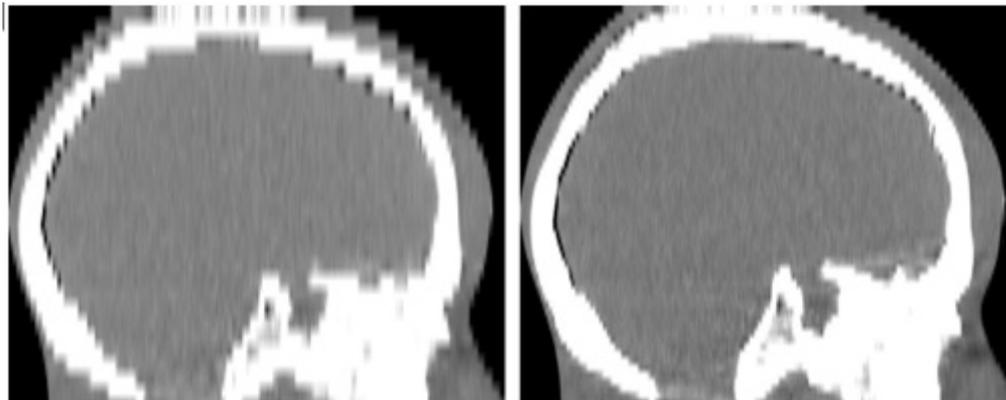


Figura 46 – (Esquerda) Reformatação sagital a partir de imagens axiais, com dados obtidos com 5 mm de colimação e um intervalo de reconstrução de 5 mm. (Direita) Reformatação sagital da imagem a partir de uma secção helicoidal única, dados obtidos com 5 mm de col

Fonte: BARRET (2004, p. 1690).

Artefatos zebra: Listras enfraquecidas podem aparecer nas reconstruções multiplanares e 3D de dados helicoidais, (Figura 47), por causa do processo de interpolação helicoidal dando origem a um grau não homogêneo ao longo do eixo z. Este efeito “zebra” se torna mais evidente longe do eixo de rotação, pois a não homogeneidade do ruído é pior fora do eixo em equipamentos de múltiplas secções (multi-slice) (BARRET, 2004, p. 01).



Figura 47 – Imagem reconstruída (MIP), obtida no modo helicoidal evidenciando artefatos de “zebra”.

Fonte: BARRET (2004, p. 1691).

2.2.13.4.3 O efeito do feixe cônico

O efeito do feixe cônico é uma fonte potencial de artefatos de equipamentos de múltiplas secções. O diagrama (Figura 48) mostra uma visão exagerada do feixe de raios X entrando lateralmente. Como o conjunto tubo-detector gira ao redor do paciente (em um plano perpendicular ao diagrama), os dados coletados por cada detector corresponde a um volume contido entre dois cones em vez de uma superfície plana ideal.

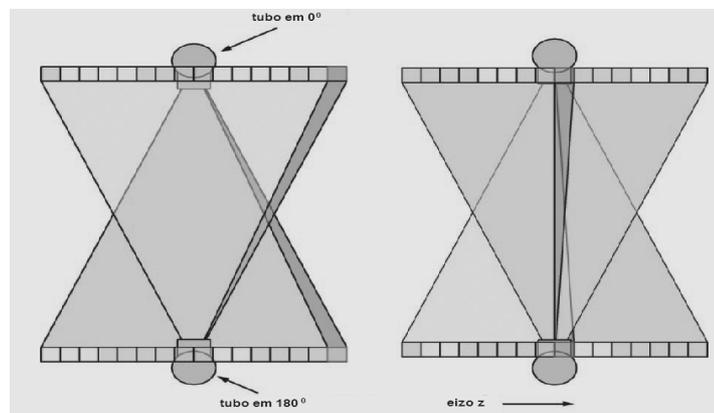


Figura 48 – (Esquerda) Volume de dados recolhidos por uma linha externa. (Direita) uma linha interna de detectores por um equipamento de 16 secções.
Fonte: BARRET (2004, p. 1689).

Artefatos são mais pronunciados nas fileiras de detectores mais externas do que nas mais internas (Figura 49) onde os dados coletados correspondem a mais de um plano. Eles ocorrem em torno de objetos fora do eixo, tal como esta haste de teflon posicionada a 70 mm a partir do isocentro em um ângulo de 60° do eixo do equipamento. (BARRET, 2004, p. 01).

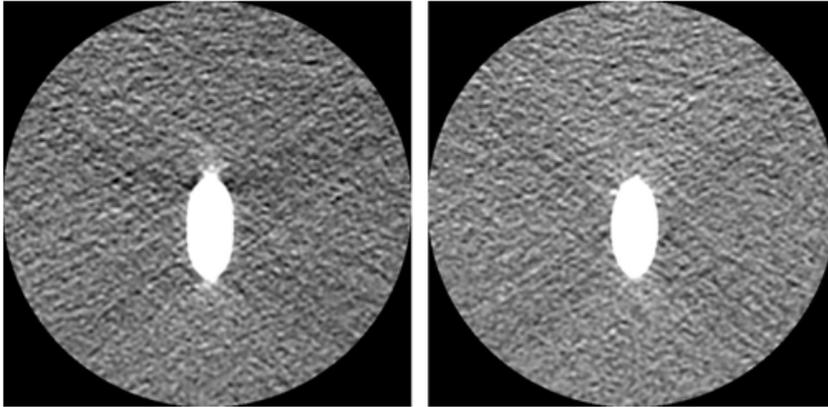


Figura 49 – (Esquerda) Imagens de TC dos dados coletados por uma linha externa de detectores (fora do isocentro). (Direita) Dados coletados por uma linha interna de detectores (no isocentro).

Fonte: BARRET (2004, p. 1690).

2.2.13.4.4 Artefatos de varreduras helicoidais de múltiplas secções (multi-slice).

Equipamentos de múltiplas secções são propensos a um mesmo tipo de distorção das imagens transaxiais devido à interpolação helicoidal dos equipamentos de secções únicas (single-slice). Sua gravidade é reduzida pelo uso de um filtro z interpolador helicoidal em vez de um interpolador de dois pontos, principalmente quando a largura do filtro usado (isto é, a espessura efetiva da secção) é maior do que a largura de aquisição do detector.

O aspecto típico de “moinho de vento”, (Figura 50), aparece como artefato devido ao fato de que várias fileiras de detectores interceptam o plano de reconstrução durante o curso de cada rotação. Como o *pitch* helicoidal aumenta o número de fileiras de detectores interceptando o plano de imagem por rotação aumenta e o número de “palhetas” os artefatos de “moinho de vento” aumentam.

A relação entre o “*pitch*” helicoidal e a gravidade dos artefatos helicoidais é mais complexa nos equipamentos de múltiplas secções do que nos de secção única. Artefatos parecem ser ligeiramente reduzidos quando valores não inteiros de “*pitch*”, relativo à largura de aquisição dos detectores, são empregados. Isto ocorre porque a

densidade de amostragem no eixo z é maximizada para “*pitchs*” não inteiros (BARRET, 2004, p.01).

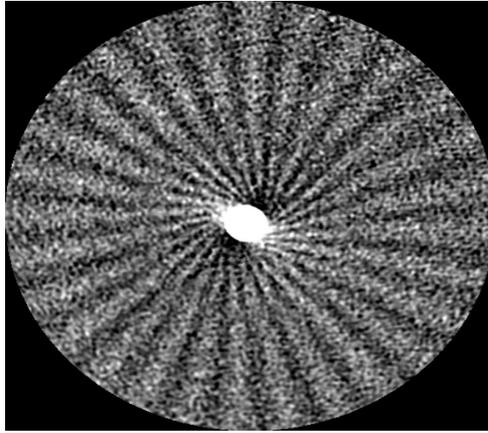


Figura 50 – Imagem de TC de uma esfera de acrílico de 12 mm suspensa no ar, obtida com uma secção de aquisição de 0.6 mm e pitch do feixe de 1.75, mostrando artefato de “moinho de vento”.

Fonte: BARRET (2004, p. 1688).

2.2.14 Qualidade das imagens em tomografia computadorizada

Essencialmente, existem 4 características da imagem radiográfica que determinam a sua qualidade (Figura 51). Cada uma dessas é influenciada por um número de fatores relacionados ao processamento, geometria, movimento, contraste do sujeito, contraste do filme, receptor da imagem, tamanho do ponto focal, condições de visualização e desempenho do observador.

Para verificar a qualidade da imagem em TC, existem vários “phantoms”. Os fabricantes de TC providenciam vários “phantoms” para medição das rotinas, mas outros “phantoms” também podem ser obtidos para medidas adicionais (SEERAM, 1992, p. 200).

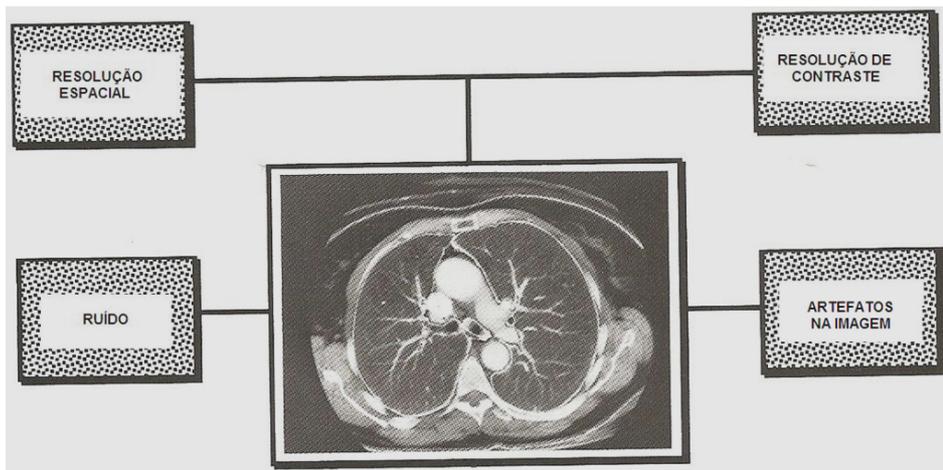


Figura 51 – Parâmetros básicos das imagens de TC que determinam as suas qualidades.

Fonte: SEERAM (1994, p. 199).

2.2.14.1 Resolução Espacial de Alto Contraste

Resolução espacial é usada para descrever o grau de indefinição presente na imagem. Para um equipamento de TC, a resolução espacial é uma medida da habilidade para discriminar objetos de diferentes densidades a uma pequena distância sobre um fundo uniforme.

A resolução espacial é frequentemente representada pela função de espalhamento de ponto¹⁸ (FEP), função de espalhamento de linha¹⁹ (FEL) e, mais importante, pela função de transferência modular²⁰ (FTM). A FTM é um gráfico do contraste do objeto como uma função da freqüência espacial, estabelecida em termos de pares de linha por milímetro. (SEERAM, 1992, p. 202).

Na (Figura 52), seis ondas senoidais com freqüências espaciais de 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5 e 3 ciclos/mm correspondendo aos tamanhos dos objetos 1.0, 0.50, 0.333, 0.25, 0.40 e 0.167 mm, respectivamente. Cada onda senoidal serve como uma entrada de um sistema de imagem hipotético e, a amplitude de cada onda senoidal de entrada corresponde a 100 unidades. A amplitude aqui é uma medida da

¹⁸ Tradução do acrônimo PSF (point spread function).

¹⁹ Tradução do acrônimo LSF (line spread function).

²⁰ Tradução do acrônimo MTF (modulation transfer function).

densidade da imagem (por exemplo, densidade óptica do filme, unidades de escala de cinza para uma imagem digital) entre picos e vales da onda senoidal. Cada onda senoidal de entrada é desfocada pela função de espalhamento de ponto (FEP) do sistema de imagem e resultando uma resposta desfocada para cada onda senoidal (a saída do sistema de imagem), linhas sólidas. Note que, quando a freqüência espacial aumenta, a indefinição causa uma maior redução na amplitude de saída da onda senoidal (BUSHBERG et al; 2002, p. 271).

A amplitude da onda senoidal é, na verdade, apenas o contraste entre picos e vales. Todas as seis ondas senoidais têm o mesmo contraste de entrada, mas o contraste de saída foi alterado pela influência da indefinição da FEP. O contraste de saída é menor para altas freqüências espaciais (isto é, pequenos objetos), e é identificado por duas linhas horizontais para cada onda senoidal. A modulação é essencialmente o contraste de saída normalizado pelo contraste de entrada. A FTM de um sistema de imagem é um gráfico de modulação do sistema de imagem versus a freqüência espacial (BUSHBERG et al, 2002, p. 271).

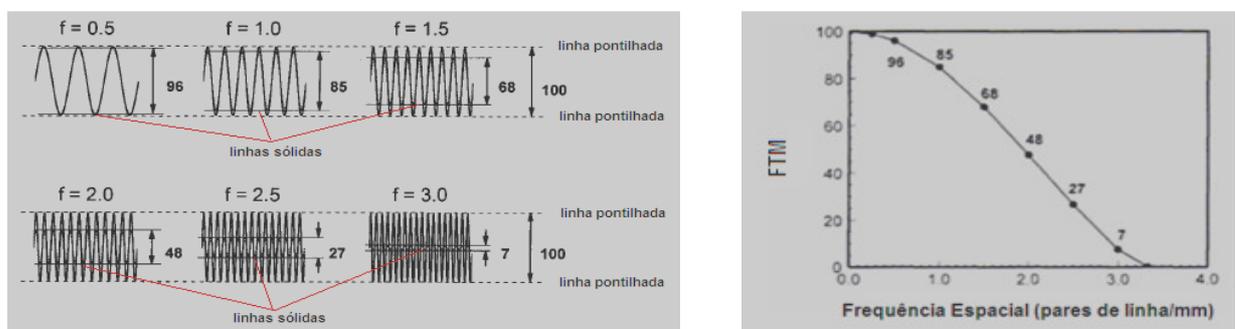


Figura 52 – (Esquerda) Ilustração de uma série de ondas senoidais de diferentes freqüências. (Direita) Gráfico representando a modulação do sistema de imagem em função da freqüência espacial.

Fonte: BUSHBERG (2002, p. 270).

O contraste (diferença entre picos e vales) das ondas senoidais de entrada (linhas pontilhadas) é 100%. Após a detecção, as ondas senoidais de saída (linhas sólidas) têm a amplitude reduzida (a amplitude das ondas senoidais de saída é indicada por cada onda senoidal). A redução é mais drástica para ondas senoidais de alta freqüência.

A FTM ilustra a fração ou porcentagem de contraste do objeto que é registrado pelo sistema de imagem, como uma função do tamanho (isto é frequência espacial) do objeto. Uma baixa frequência corresponde a grandes objetos e altas frequências correspondem a pequenos objetos, a FTM é justamente uma descrição de como o sistema de imagem responde de acordo com o tamanho do estímulo. A amplitude de saída dos sinais de onda é plotada no eixo y e a frequência espacial é plotada no eixo x (BUSHBERG et al; 2002, p. 272).

2.2.14.2 Resolução Espacial de Baixo Contraste

Resolução de contraste ou resolução de tecido é a habilidade de um sistema de imagem para demonstrar pequenas mudanças no contraste do tecido, (Figura 53). Em TC, isto é algumas vezes referido como sensibilidade do sistema. Assim o termo “sensibilidade de baixo contraste” é algumas vezes usado. Resolução de contraste também pode ser especificada em termos da habilidade do sistema de TC para escanear dois objetos de 2 a 3 mm de tamanho que variam levemente de densidade no ambiente em que estão localizados. Neste caso, o termo “detectabilidade de baixo contraste” é também usado para descrever a resolução de contraste em TC (SEERAM, 1992, p. 206).



Figura 53 – “Phantoms” usados para avaliar a resolução de baixo contraste, exibido com diferentes filtros de reconstrução.

Fonte: SCHAD (2008, p. 4).

2.2.14.3 Ruído

Ruído é a flutuação dos números de TC de ponto a ponto na imagem para uma varredura de um material uniforme (Figura 54). Ruído pode ser descrito usando o desvio padrão (σ) dos valores na matriz da imagem (pixels).

O nível do ruído pode ser estabelecido como um percentual de contraste ou números de TC. Se o desvio padrão para uma unidade de TC com número de TC na faixa de ± 1000 é dado para ser 3, então o nível de ruído expresso como um percentual de contraste é:

$$\text{Nível de Ruído (\%)} = \frac{3}{1000} \times 100 = 0,3\% \quad (21.0)$$

Isto é, 3 unidades por 1000 representa 0,3%.

O ruído pode ser medido pelo escaneamento de um “phantom” de água colocado no campo de varredura e computando a média e o desvio padrão na região de interesse (ROI). O ruído no pixel é então o desvio padrão dos sinais dentro deste ROI.

Os níveis de ruído para equipamentos de TC variam e dependem de vários fatores, incluindo, mAs, tempo de varredura, kVp, espessura da secção, tamanho do objeto e algoritmo (SEERAM, 1992, p. 209, 211).

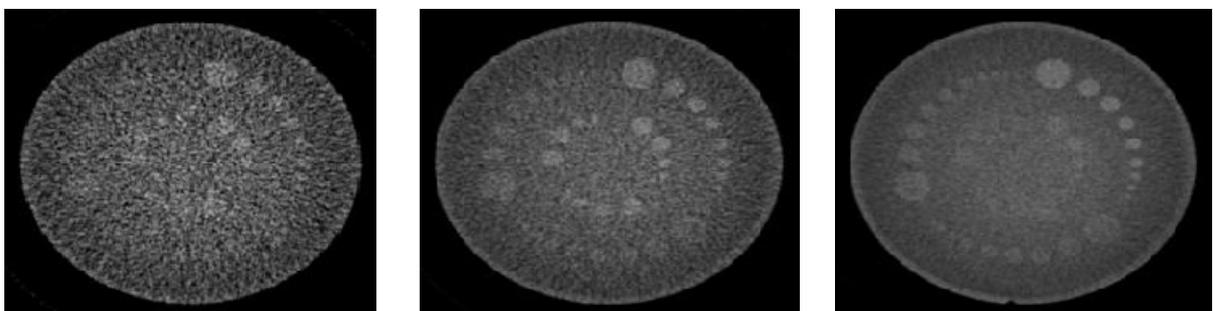


Figura 54 – Da esquerda para a direita. Visualização de três imagens, obtidas através de “phantoms”, reconstruídas com visível diminuição do ruído.

Fonte: SCHAD (2008, p. 7).

2.2.14.4 Artefatos na Imagem

Em adição ao ruído, artefatos podem degradar a qualidade da imagem e afetar a perceptibilidade dos detalhes. Artefato é uma distorção ou erro na imagem que não é relacionado ao sujeito que está sendo estudado. Os artefatos podem ser criados por movimento, metal, endurecimento do feixe, volume parcial médio, amostragem, detectores e tubo de raios X, (Figura 55) (SEERAM, 1994, p. 213).

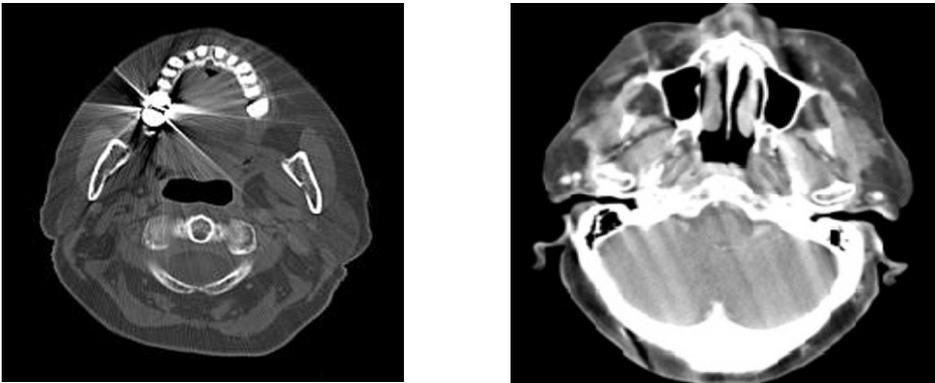


Figura 55 – (Esquerda) Artefato gerado por material metálico. (Direita) Artefato gerado pelo movimento do paciente.

Fonte: SCHAD (2008, p. 8).

3 RELAÇÃO ENTRE DOSE E QUALIDADE DA IMAGEM EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

A relação entre mAs e dose é linear. Se a configuração do mAs for dobrada, a dose e o risco serão dobrados. Igualmente, se a configuração do mAs for diminuída pela metade, a dose e portanto, os riscos serão diminuídos pela metade.

Entretanto, a redução da dose está associada com um aumento subsequente no ruído da imagem. Por exemplo, primeiro assume-se que a dose mínima para obtermos uma imagem de qualidade aceitável seja determinada. Se esta dose é reduzida pela metade pela redução da metade do mAs, $\text{Ruído} = \frac{1}{\sqrt{\text{mAs}}} = \frac{1}{\sqrt{\text{Dose}}}$, um ruído aumentado de 41% pode ser esperado.

O potencial do tubo de raios X (kVp) também afeta a dose de radiação, porém, o efeito não é linear (ROMANS, 2010, p. 79).

4 METODOLOGIA

O processo de otimização, pela redução do mAs, (Ver item 4.3), proposto neste trabalho foi desenvolvido a partir de um estudo empírico (Ver tabelas 6, 7 e 8) de análise quali-quantitativa de pesquisa (Ver tabelas 9, 10 e 11). A sequência metodológica do estudo pode ser visualizada no esquema abaixo e está desenvolvida no item “5 Resultados”.

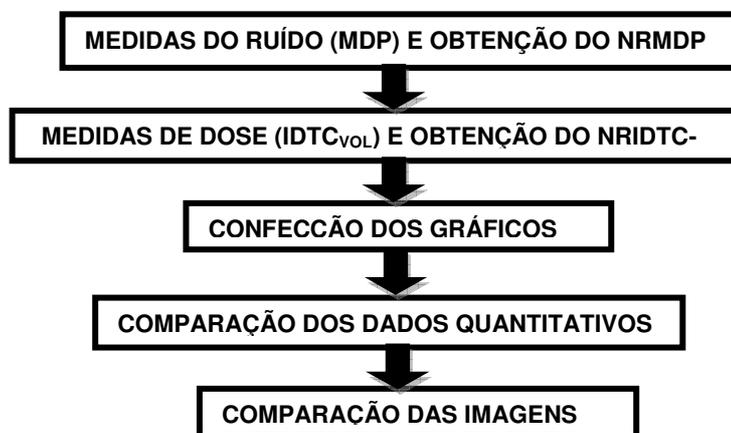


Figura 56 – Sequência do método realizado para reduzir dose em TC.

4.1 Equipamentos e acessórios

Equipamentos de TC analisados com protocolos de crânio, que correspondem aos maiores percentuais de exames realizados em Hospitais e Clínicas de Radiologia.

A Tabela 3, apresenta as especificações técnicas dos equipamentos de TC denominados pelo fabricante, sendo o Siemens 1 pertencente ao Hospital Universitário de Santa Maria e o Siemens 2 à Clínica IMAX de Santa Maria.

Tabela 3 – Especificações técnicas dos equipamentos de TC.

Fabricante	Siemens 1	Siemens 2
Tipo de equipamento de TC	Somatom Sensation 64 (múltiplas secções)	Somatom Emotion (secção única)
Abertura do Gantry	70 cm	70 cm
Aquecimento do tubo	600 kHU	3.000 kHU
Escala de HU	-1.024 a 3.071	-1.024 a 3.071
Espessura das secções	0.6mm a 10mm	1mm a 10mm
Faixa de corrente	28 a 580 mA	30 a 240 mA
Faixa de voltagem	80, 100, 120 e 140 kV	80, 110 e 130 kV
Fileiras de detectores	40	1
Filtração total (Al equivalente)	6,8 mm	6,5 mm
Material do suporte para crânio #	Fibra de carbono	Fibra de carbono
Matriz de reconstrução	512 × 512	512 × 512
Número de secções/360°@	64	1
Quantidade de detectores	26.880	672
Taxa de resfriamento do tubo	5000 kHU/min	634,5 kHU/min
Tipo de Detector	Detector de cerâmica ultra rápido	Detector de cerâmica ultra rápido
Tempo de rotação/360° (modo convencional)	0,33s, 0,37s, 0,5s, 1,0s	0,8s, 1,0s, 1,5s
Tamanho dos pontos focais	0,6 × 0,7mm / 7° 0,8 × 1,1mm / 7° 0,7 × 0,7mm / 7°	0,8 × 0,7mm / 8° 0,8 × 0,4mm / 8°
Total de Canais por secção	1344 (2×672)	1344 (2×672)

Fonte: Manual dos respectivos equipamentos.

@ O termo secções refere-se a "slice".

Suporte afixado na extremidade longitudinal da mesa que serve como suporte para a cabeça do paciente. Suporte também utilizado como base de apoio para o "phantom" de crânio.

& A mesa servirá como base de apoio para o "phantom" de corpo.

A Tabela 4 apresenta os dispositivos empregados na realização do controle de qualidade dos equipamentos (objetivo específico 2.2 a) e medidas de dose de radiação (objetivo específico 2.2 b, c e d).

Tabela 4 – Especificação dos dispositivos utilizados para mensurar dose e verificar a qualidade das imagens tomográficas.

Especificação	Marca	Modelo	Material	Finalidade
Phantom de crânio	-	-	PMMA**	Dosimetria
Phantom de corpo	-	-	PMMA**	Dosimetria
Phantom*	GE	-	poliestireno	Qualidade da imagem
Phantom de água***	Siemens	-	-	Qualidade da imagem
Câmara de ionização (tipo lápis)	Radcal Corporation	10X5-3CT	-	Coleta de íons negativos
Eletrômetro	Radcal Corporation	9015	-	Obtenção quantitativa dos valores das grandezas.

Fonte: Manual específico de cada material.

* Este phantom foi usado para avaliar a REBC, REAC e RSR para os dois equipamentos de TC.

** Polimetil-Metacrilato, um polímero de plástico comercialmente disponível.

*** Cada equipamento possui o seu “phantom” de água.

4.2 Protocolos de varredura

A coleção de configurações e parâmetros que descrevem totalmente um exame de tomografia computadorizada é definida como protocolo de varredura. Estes protocolos especificam como a coleta dos dados, a reconstrução, o posicionamento do paciente e a administração de contraste podem ser feitos. O efeito destas configurações na qualidade final do exame ou na dose pode ser dramático. Um número de configurações estão inter-relacionadas, onde a mudança de um parâmetro pode requerer várias adaptações em outros parâmetros se a qualidade da imagem e/ou a dose forem mantidas em um determinado nível. Assim, a qualidade e a dose de um exame de TC são praticamente pré-determinadas pelo protocolo usado. Em TC, entretanto, não há nenhum protocolo único que seja “correto”. A qualidade de imagem e dose aceitáveis podem ser encontradas usando varias combinações diferentes de parâmetros de varredura (AAPM, p. 01).

Nos dois equipamentos estudados, os protocolos de crânio pediátricos possuem técnicas personalizadas por idade. Em relação aos protocolos de tórax e abdome, as técnicas estavam personalizadas por peso.

Neste trabalho foram otimizados mAs dos protocolos de crânio de adultos e crianças, por serem os mais realizados em ambos os serviços.

4.3 Processo de Otimização

A otimização de cada protocolo descrito na Tabela 5, 1Δ, 2Δ, 3Δ, 4Δ, 5Δ e 6Δ deu-se pela redução do mA, em consequência, o mAs²¹ também foi reduzido. Partindo-se de cada valor de mAs original, os valores foram reduzidos em intervalos de 10 em 10 unidades.

A grandeza de dose tomográfica utilizada no processo de otimização foi o IDTC_{vol}, tendo em vista que esta grandeza é mostrada na tela do computador no momento em que cada protocolo de varredura (crânio, abdome, pelve, etc) é escolhido para cada exame. Os valores do IDTC_{vol} vem calculados de fábrica, para cada protocolo. Estes valores, entretanto, mudam no instante em que variáveis, tais como, mAs, kV, tempo de rotação do tubo (TR), espessura e pitch, são alteradas pelo operador, tendo em vista que esta grandeza está relacionada com os valores das variáveis de cada protocolo de exame específico. O IDTC_{vol} foi obtido a partir das equações 10, 11.

$$IDTC_{100,PMMA} = \frac{f.C.E.L}{NT} \Rightarrow IDTC_P = \frac{1}{3}IDTC_{100,PMMA,100,C} + \frac{2}{3}IDTC_{100,PMMA,B} \Rightarrow IDTC_{Vol} = IDTC_P \cdot \frac{NT}{I} \quad (22.0)$$

Onde,

$f = 0,78 \text{ rad/R}$ (fator usado, em todas as voltagens, para transformar a grandeza exposição medida no acrílico na grandeza dose no acrílico).

$C = 1$ (fator de calibração da câmara de ionização);

$L = 100\text{mm}$ (comprimento ativo da câmara de ionização);

E , medida da exposição no acrílico;

$N = 1$ (quantidade de secções);

T , espessura da secção;

²¹ Neste trabalho foi usado o termo mAs como reduzido, porém o tempo foi mantido o original.

Para cada protocolo original específico de cada técnica e equipamento foi calculado $nIDTC_{100,ar}$ ²² para fins de levantamento do rendimento de cada equipamento. Isso foi necessário devido a utilização dos valores experimentais (MDP e $IDTC_{vol,Exp}$) e não os valores teóricos de $IDTC_{vol,Teo}$ mostrados na tela do computador de cada protocolo.

Cada mAs original, de cada protocolo, foi reduzido 4 vezes a partir do valor original. Por exemplo, o mA de um protocolo original de crânio é 130 e tempo de 1s, reduzindo este valor 4 vezes em um intervalo de 10 em 10 unidades temos, (130, 120, 110, 100, 90).

Para cada valor de mAs diminuído, de cada protocolo, valores de dose ($IDTC_{vol,Exp}$) e a média do desvio padrão (MDP) foram obtidos. Para cada protocolo, original e otimizado, a média do desvio padrão foi obtida pela média de 5 valores de ruídos médios (3, 6, 9, 12 horas e região central) nos “phantoms” de água específicos de cada equipamento, centralizados no isocentro. Os cinco (5) ROIs foram posicionados no centro das imagens do “phantom” de água para garantir uma amostra mais significativa do ruído em cada imagem e não somente na região central como prescreve a Norma RE 1016 da ANVISA.

Níveis de dose ($IDTC_{vol,Exp}$) e níveis do ruído (NRMDP) foram calculados pela divisão de cada valor medido, de cada protocolo, pelo maior valor. Os valores, de ambos os níveis, foram colocados no mesmo eixo (y) em função do mAs no eixo (x). As duas curvas (com aproximações linear e exponencial decrescente) obtidas, para cada protocolo, se interceptavam em um ponto comum. Neste ponto, foi considerado como mAs otimizado. Os valores dos pontos experimentais foram aproximados por curvas lineares (correlacionando mAs \times $IDTC_{vol,Exp}$) e exponencial decrescente (correlacionando mAs \times ruído) As imagens de cada protocolo, com mAs originais e mAs otimizados, foram comparadas por análises objetiva (quantitativamente).

O “phantom” de dose que simula a cabeça (crânio e face) de um paciente foi posicionado sobre o mesmo suporte, de cada equipamento, utilizado rotineiramente na realização de exames do crânio.

²² A letra n significa que a dose foi normalizada pelo mAs utilizado. Este termo representa uma característica quantitativa de um equipamento de TC (coeficiente de taxa de dose), o qual simplesmente representa a capacidade de um equipamento de TC em termos de rendimento de saída e não transmite absolutamente nada sobre a dose no paciente. (TACK et al; 2007, p. 55).

As leituras de dose, no conjunto câmara de ionização-eletrômetro, foram coletadas com um tempo de 2 minutos após cada exposição, tendo em vista a demora na estabilização da leitura devido o descarregamento do capacitor.

4.4 Avaliação da qualidade da imagem – análise quantitativa

A qualidade das imagens, com os mAs originais e otimizados, foi analisada em relação ao ruído (MDP), resolução espacial de baixo contraste (REBC), resolução espacial de alto contraste (REAC) e relação sinal ruído (RSR). Todas as avaliações quantitativas foram realizadas nos próprios equipamentos de TC.

Em relação ao ruído, analisou-se as duas imagens obtidas com o “phantom” de água de cada equipamento. Em cada protocolo, original e otimizado, a média do desvio padrão foi obtida pela média de cinco valores de ruídos médios nos “phantoms” de água específicos de cada equipamento, (Figura 56).

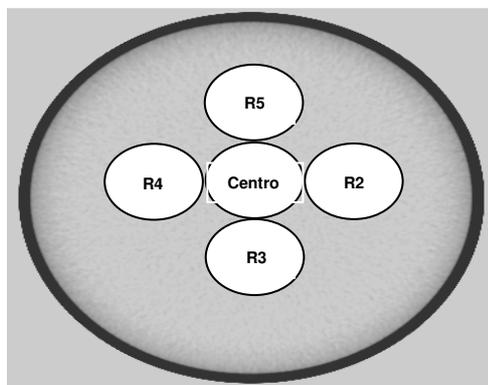


Figura 57 – Avaliação do ruído nas imagens obtidas com phantom de água. As regiões R1, R2, R3, R4, R5 e Centro representam áreas de aproximadamente 5 cm² desenhadas sobre a imagem do phantom de água.

A REBC foi avaliada com um “phantom” com cinco orifícios com diâmetros de 10mm, 7,5mm, 5mm, 3mm e 1,5mm, (Figura 57). Observou-se a quantidade de orifícios visíveis nas imagens feitas com o mAs original e o otimizado.

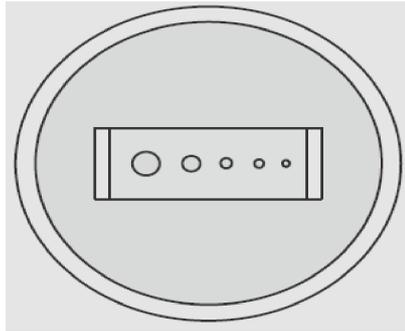


Figura 58 – Phantom utilizado para avaliação da REBC.
Fonte: Manual GE (p. 6-2).

A REAC foi avaliada com um phantom que contém seis conjuntos de desenhos de barra no bloco Plexiglass. São utilizados para testar a resolução espacial de alto contraste. Cada desenho consiste de conjuntos de cinco barras de mesmo tamanho (largura e comprimento) e espaçamento, nas seguintes medidas: 1,6 mm, 1,3 mm, 1,0 mm, 0,8 mm, 0,6 mm, e 0,5 mm, (Figura 58). A água preenche os espaços e proporciona o contraste em torno de 12% (120 UH). A análise foi definida como o menor desenho de barra no qual se consegue visualizar as cinco barras. Neste mesmo desenho posicionou-se um quadrado que ocupasse todas as barras e avaliou-se o DP, (Figura 58).

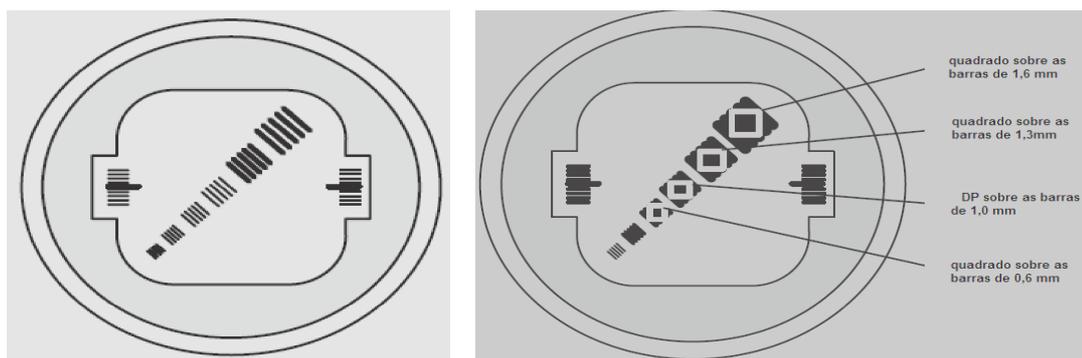


Figura 59 – Phantom utilizado para analisar a REAC.
Fonte: Manual GE (p. 6-6).

Para avaliar a Relação Sinal Ruído (RSR) utilizou-se o mesmo phantom utilizado na avaliação da REBC. Um retângulo de aproximadamente 0,5cm por 5cm foi posicionado sobre a membrana (retângulo inferior), (Figura 59), representando o si-

Tabela 5 – Nomenclaturas estabelecidas para cada equipamento e protocolo.

Nomenclatura	Equipamento	Protocolo			
1Δ	Siemens Secção Única	kV	110	Exame	3 a 6 anos / pediátrico / infratentorial
		mA	166,66	Filtro	H30s médium smooth
		TR	1,5	Janela	Base da órbita
		mAs	250	FOV	200 mm
		Espessura	3 mm	Incremento	3 mm
		Modo	sequencial	Rendimento	0,23 mGy/mAs
2Δ	Siemens Secção Única	kV	110	Exame	3 a 6 anos / pediátrico /supratentorial
		mA	166,66	Filtro	H30s médium smooth
		TR	1,5	Janela	cérebro
		mAs	250	FOV	200 mm
		Espessura	8 mm	Incremento	8 mm
		Modo	sequencial	Rendimento	0,23 mGy/mAs
3Δ	Siemens Secção Única	kV	130	Exame	Adulto / crânio / infratentorial
		mA	100	Filtro	H30s médium smooth
		TR	1,5	Janela	Base da órbita
		mAs	150	FOV	220 mm
		Espessura	3 mm	Incremento	5 mm
		Modo	sequencial	Rendimento	0,34 mGy/mAs
4Δ	Siemens Secção Única	kV	130	Exame	Adulto / crânio / supratentorial
		mA	100	Filtro	H30s médium smooth
		TR	1,5	Janela	Cérebro
		mAs	150	FOV	220 mm
		Espessura	10 mm	Incremento	10 mm
		Modo	sequencial	Rendimento	0,32 mGy/mAs
5Δ	Siemens múltiplas secções	kV	120	Exame	Adulto / crânio /
		mA	380	Filtro	H31s médium smooth +
		TR	1	Janela	Base órbita
		mAs	380	FOV	220 mm
		Esp. Rec.	5 mm	Incremento	5 mm
		Aquisição	1×5mm	Modo	Sequencial
		CareDose*	-	Rendimento	0,16 mGy/mAs
6Δ	Siemens múltiplas secções	kV	120	Exame	Criança / crânio
		mA	190	Filtro	C20s smooth
		TR	1	Janela	Baby Brain
		mAs	190	Incremento	5 mm
		Esp. Rec.	5 mm	FOV	180
		Aquisição	1×5	Modo	Sequencial
		CareDose*	-	Rendimento	0,16 mGy/mAs

Fonte: Protocolos fornecidos por cada equipamento.

* O CareDose foi desabilitado durante as medidas de dose e ruído.

5 RESULTADOS

Na tabela 6, estão expostos os valores de ruído nas 5 posições sobre o “phantom” de água, a MNTC, a média do ruído (MDP) e os níveis relativos da média do desvio padrão (NRMDP) encontrados nos protocolos originais.

Tabela 6 – Valores de ruídos obtidos em 5 regiões do phantom de água de cada equipamento.

Área=5,03cm ² =3294 pixels / FOV de aquisição=200 mm														
	mAs/E/l	*	»	»	»	»	»	»	»	»	*	**	***	
		Centro	DP	R2	DP	R3	DP	R4	DP	R5	DP	MNTC	MDP	NRMDP
1Δ	250/3/3	0,4	4,2	-0,1	4,2	-0,1	4,3	-0,3	3,9	-0,1	4,3	-0,04	4,18	0,89
	240/3/3	0,4	4,5	-0,2	4,2	-0,2	4,2	-0,3	4	-0,3	4,4	-0,12	4,26	0,91
	230/3/3	0,3	4,8	-0,3	4,3	-0,4	4,4	-0,4	4,4	-0,4	4,3	-0,24	4,44	0,95
	220/3/3	0,4	5,1	-0,4	4,5	-0,5	4,8	-0,4	4,3	-0,6	4,4	-0,30	4,62	0,99
	210/3/3	0,1	5,3	-0,6	4,3	-0,4	4,4	-0,5	4,5	-0,6	4,8	-0,40	4,67	1
Área=5,03cm ² =3294 pixels / FOV de aquisição=200 mm														
2Δ	250/8/8	1,3	2,9	0,6	2,7	0,5	2,5	0,5	2,4	0,4	2,8	0,66	2,66	0,93
	240/8/8	1,2	2,8	0,5	2,8	0,5	2,6	0,4	2,5	0,3	2,8	0,58	2,70	0,95
	230/8/8	1,2	2,8	0,4	2,8	0,4	2,5	0,3	2,7	0,3	2,8	0,52	2,72	0,95
	220/8/8	1,3	2,9	0,4	2,9	0,3	2,6	0,3	2,8	0,4	2,6	0,54	2,76	0,97
	210/8/8	1	3,1	0,3	2,8	0,3	2,8	0,2	2,7	0,3	2,8	0,42	2,84	1
Área=4,99cm ² =2701 pixels / FOV de aquisição=220 mm														
3Δ	150/3/5	0,3	4,6	0,4	4,7	0,9	4,9	0,2	4,6	0,6	4,4	0,48	4,64	0,89
	140/3/5	0,2	4,7	0,3	4,7	0,9	4,3	0,5	4,3	1	4,4	0,58	4,48	0,86
	130/3/5	0,9	4,8	0,5	4,5	0,8	4,9	0,3	5	0,9	4,8	0,68	4,80	0,93
	120/3/5	0,5	5,5	0,6	5	0,9	4,8	0,6	4,8	0,9	5	0,70	5,02	0,97
	110/3/5	0,8	5,2	0,8	5,2	0,9	5,3	0,9	5	0,7	5,1	0,82	5,16	1
Área=4,99cm ² =2701 pixels / FOV de aquisição=220 mm														
	150/10/10	0,5	2,4	0,4	2,6	0,3	2,7	0,4	2,5	0,3	2,4	0,38	2,52	0,86
	140/10/10	0,7	2,6	0,4	2,5	0,3	2,5	0,3	2,5	0,4	2,6	0,42	2,54	0,87

4 Δ	130/10/10	0,6	2,6	0,4	2,7	0,5	2,8	0,3	2,6	0,3	2,7	0,42	2,68	0,92
	120/10/10	0,6	3	0,4	2,7	0,3	2,6	0,4	2,7	0,5	3	0,44	2,80	0,96
	110/10/10	0,6	3	0,7	2,7	0,5	2,8	0,5	3	0,4	3	0,54	2,90	1

Área= 5.0 cm² = 3276 pixels / FOV de aquisição= 200 mm

5 Δ	380/5/5	2,8	3,6	2,7	3,4	3	3,5	2,8	3,4	2,9	3,4	2,84	3,46	0,95
	370/5/5	3,1	3,7	2,8	3,5	2,8	3,4	2,8	3,7	2,9	3,4	2,88	3,54	0,97
	360/5/5	2,7	3,7	2,8	3,5	2,8	3,5	2,8	3,5	2,7	3,5	2,76	3,54	0,97
	350/5/5	2,8	3,6	2,8	3,7	2,5	3,5	2,7	3,7	2,8	3,5	2,72	3,60	0,98
	340/5/5	2,7	3,6	2,7	3,6	2,6	3,4	2,9	3,8	2,7	3,8	2,72	3,64	1

Área=4,99 cm² = 4034 pixels / FOV de aquisição= 180 mm

6 Δ	190/5/5	1,7	5,7	1,6	5,4	1,8	5,4	1,6	5,7	1,6	5,2	1,66	5,48	0,89
	180/5/5	1,5	6,1	1,5	5,8	1,4	5,6	1,4	5,7	1,4	5,8	1,44	5,80	0,94
	170/5/5	1,5	5,8	1,7	5,7	1,7	5,7	1,6	5,7	1,3	5,7	1,56	5,72	0,96
	160/5/5	1,6	6	1,3	6	1,6	6	1,3	6,3	1,5	6,1	1,46	6,08	0,98
	150/5/5	1,1	6,1	1,4	6,3	1,3	6,1	1,4	6,1	1,8	6,2	1,40	6,16	1

* NTC médio; " desvio padrão médio; " NTC médio; * média do NTC; ** média do desvio padrão,

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sigma^2 + \sigma^2 + \sigma^2 + \sigma^2 + \sigma^2}{5}} \text{ (Fonte: MACDONALD, 2007, slide 28).}$$

*** nível relativo da média do desvio padrão;

Na tabela 6, analisando os protocolos 1 Δ , 2 Δ , 3 Δ e 4 Δ pode-se observar que houve uma variação na MNTC, embora os dois protocolos possuam o mesmo KVp e sabendo que os NTC não são valores absolutos. Essa variação é normal até um certo valor porcentual, até ± 3 HU em relação ao valor zero atribuído ao valor do NTC da água. (SEERAM, 1994, p. 235). Para os protocolos 5 Δ e 6 Δ , os valores da MNTC da água encontrados foram superiores, uma possível explicação para isso seria a falta de calibração do algoritmo que gera os NTC da água.

Na tabela 7, estão expostos os valores de dose experimentais encontrados nos protocolos originais. Ver equação 17, página 142.

Tabela 7 – Valores dos Índices de dose em tomografia computadorizada.

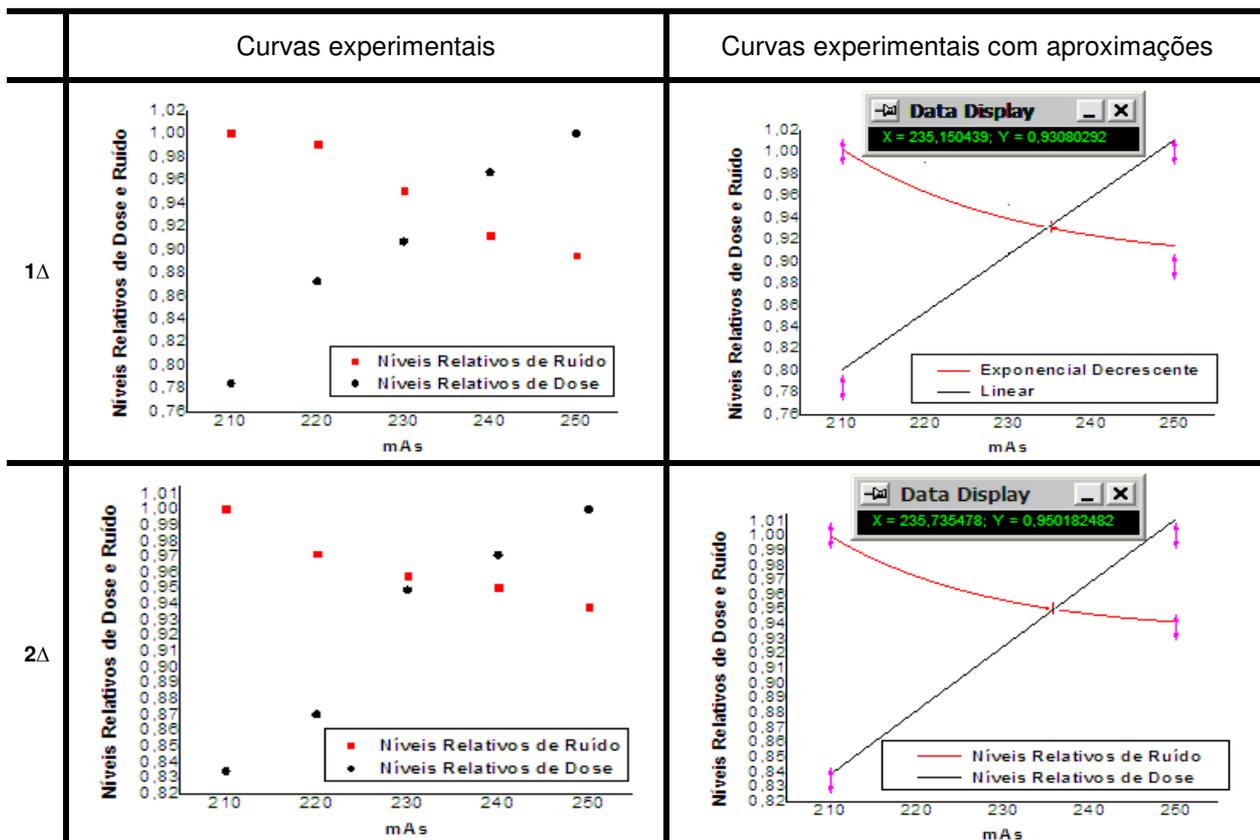
	*	**	***	****	*****	*****	*****
	mAs/E/I	IDTC _{100,PMMA,C}	IDTC _{100,PMMA,B}	IDTC _P	IDTC _{vol,Teo}	IDTC _{vol,Exp}	NRIDTC _{vol,Exp}
1Δ	250/3/3	30,94	34,32	33,19	45,57	33,19	1,00
	240/3/3	29,12	33,54	32,07	43,92	32,07	0,96
	230/3/3	27,87	31,20	30,09	42,00	30,09	0,90
	220/3/3	27,04	29,90	28,95	40,08	28,95	0,87
	210/3/3	24,96	26,57	26,03	38,43	26,03	0,78
2Δ	250/8/8	32,16	36,65	35,16	45,57	35,16	1,00
	240/8/8	30,39	34,32	33,01	43,92	33,01	0,97
	230/8/8	29,28	33,73	32,25	42,00	32,25	0,94
	220/8/8	27,69	30,49	29,57	40,08	29,57	0,86
	210/8/8	26,54	29,25	28,35	38,43	28,35	0,83
3Δ	150/3/5	27,04	31,72	30,47	14,36	18,28	1,00
	150/3/5	23,73	26,88	25,15	13,50	15,09	0,82
	150/3/5	23,03	26,78	22,98	12,50	13,79	0,75
	150/3/5	17,42	18,20	19,37	11,49	11,62	0,63
	150/3/5	15,60	18,46	17,61	10,63	10,56	0,57
4Δ	150/10/10	28,00	32,37	30,42	39,90	30,42	1,00
	150/10/10	26,28	28,23	27,49	37,51	27,49	0,90
	150/10/10	24,96	28,62	26,79	34,71	26,79	0,88
	150/10/10	22,47	27,84	24,81	31,92	24,81	0,81
	150/10/10	20,51	20,98	22,08	29,53	22,08	0,72
5Δ	380/5/5	39,23	41,83	40,97	46,25	40,97	1,00
	370/5/5	38,18	40,79	39,93	45,03	39,93	0,97
	360/5/5	37,44	39,70	38,95	43,81	38,95	0,95
	350/5/5	36,27	38,57	37,80	42,59	37,80	0,92
	340/5/5	35,49	37,67	36,95	41,38	36,95	0,90
6Δ	190/5/5	19,53	19,77	19,69	23,12	19,69	1,00
	180/5/5	18,53	17,71	17,98	21,91	17,99	0,91
	170/5/5	17,34	15,82	16,33	20,69	16,33	0,82
	160/5/5	16,52	15,03	15,53	19,47	15,53	0,78
	150/5/5	15,11	13,74	14,19	18,25	14,20	0,72

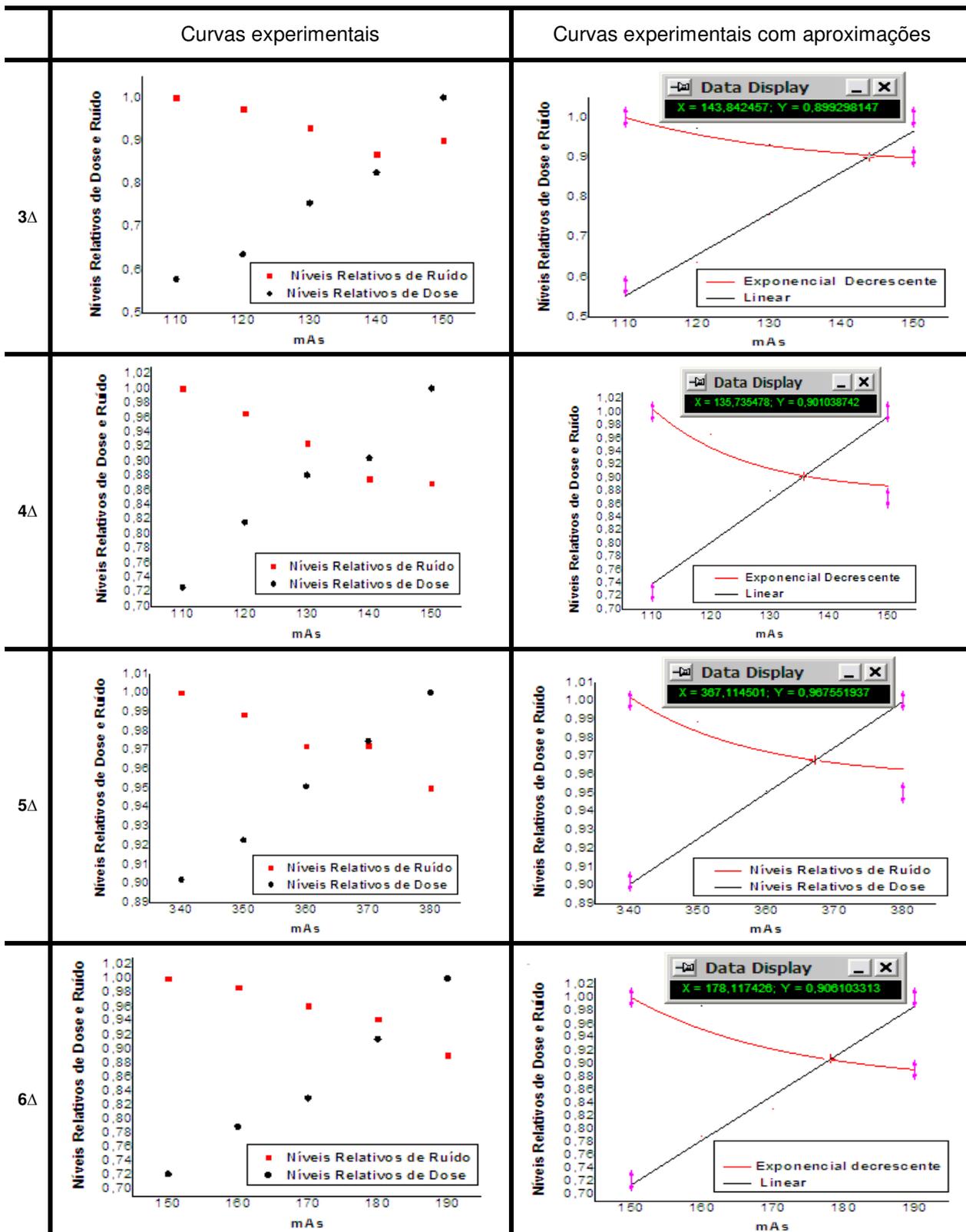
* mAs, Espessura e Incremento; ** IDTC_{100,PMMA} medido no centro; *** IDTC_{100,PMMA} medido nas bordas (3, 6, 9, 12 horas); **** IDTC Ponderado; ***** IDTC_{vol} Teórico; IDTC_{vol} Experimental; Nível Relativo de IDTC_{vol} Experimental .

Não houve uma diferença significativa dos valores de dose $IDTC_{vol}$ teóricos e experimentais, os coeficientes de correlação gerados pelo programa Origin 7.0, foram, respectivamente, para os equipamentos de secção única e múltiplas secções ($r = 0,9927$; $p < 0,00726$ e $r = 1$; $p < 0,0001$), lembrando que os valores teóricos de $IDTC_{vol}$ ou $IDTC_p$ fornecidos para cada técnica de exposição de cada protocolo fornecem apenas uma estimativa da dose relativa a cada protocolo de exame, ou seja, serve como um valor de referência, logo seria mais correto (próximo do real) utilizar os valores experimentais e não os teóricos fornecidos.

Na tabela 8, pode-se visualizar os gráficos confeccionados com os valores dos níveis de dose e ruído calculados nas tabelas 6 e 7.

Tabela 8 – Gráficos com os valores experimentais dos níveis relativos de ruído (NRMDP), Tabela 6, dose (NRIDTCvol), Tabela 7 e mAs.





A partir dos gráficos plotados (coluna da direita) encontrou-se o mAs otimizado. Tais valores foram comparados em relação aos valores do mAs original, em ter-

mos de ruído, relação sinal ruído (RSR) e dose (IDTC_{vol}), respectivamente, Tabelas 9 e 10.

Tabela 9 – Comparação entre as grandezas medidas com mAs original e otimizado.

	mAs original					mAs otimizado				
	* MNTC	** MDP	*** RSR	**** IDTC _{vol} , Exp	***** IDTC _{vol} , Teo	* MNTC	** MDP	** RSR	**** IDTC _{vol} , Exp	***** IDTC _{vol} , Teo
1Δ	-0,04	4,18	3,8	33,19	45,57	0,50	4,48	3,6	31,37	42,82
2Δ	0,66	2,66	4,7	33,96	45,57	0,86	2,76	4,2	32,96	40,35
3Δ	0,48	4,64	2,3	18,28	14,36	0,66	4,66	2,1	16,63	12,93
4Δ	0,38	2,52	5,2	30,42	39,90	0,62	2,66	4,8	28,29	35,91
5Δ	2,84	3,46	4,0	40,97	46,25	3,02	3,52	4,0	38,57	44,66
6Δ	1,66	5,48	2,4	20,04	23,12	2,34	5,80	2,5	18,66	21,66

* Média dos NTC; ** Média do desvio padrão; *** Relação Sinal Ruído (Ver equação 23); **** IDTC_{vol} Experimental; ***** IDTC_{vol} Teórico.

A MDP variou de acordo com a relação $MDP \propto \frac{1}{\sqrt{mAs \times Largura \text{ da secção}}}$ (SEE-RAM, 1994, p. 249).

A RSR variou de acordo com a relação $RSR \propto \sqrt{mAs \times Largura \text{ da secção}}$ (BUSHBERG, 2002, p. 343).

Na tabela 10, estão expostos os valores originais e otimizados das grandezas utilizadas para verificar a qualidade das imagens, juntamente com os valores teóricos de UC.

Tabela 10 – Comparação entre as grandezas mAs original e otimizado.

	mAs original				mAs otimizado			
	* REBC	** DP REAC	*** REAC	**** UC	* REBC	** DP REAC	*** REAC	**** UC
1Δ	4 orifícios	7,2	12pl/cm	55,68kJ	4 orifícios	7,1	12 pl/cm	52,34kJ
2Δ	4 orifícios	5,8	12 pl/cm	55,68kJ	4 orifícios	5,9	12 pl/cm	52,34kJ
3Δ	5 orifícios	11,2	12 pl/cm	39,48kJ	5 orifícios	12,2	12 pl/cm	37,38kJ
4Δ	4 orifícios	6,8	12 pl/cm	39,48kJ	4 orifícios	8,4	12 pl/cm	35,53kJ
5Δ	4 orifícios	9,7	12 pl/cm	61,56kJ	4 orifícios	9,8	12 pl/cm	59,45kJ
6Δ	4 orifícios	12,3	12 pl/cm	30,78kJ	4 orifícios	12,7	12 pl/cm	28,84kJ

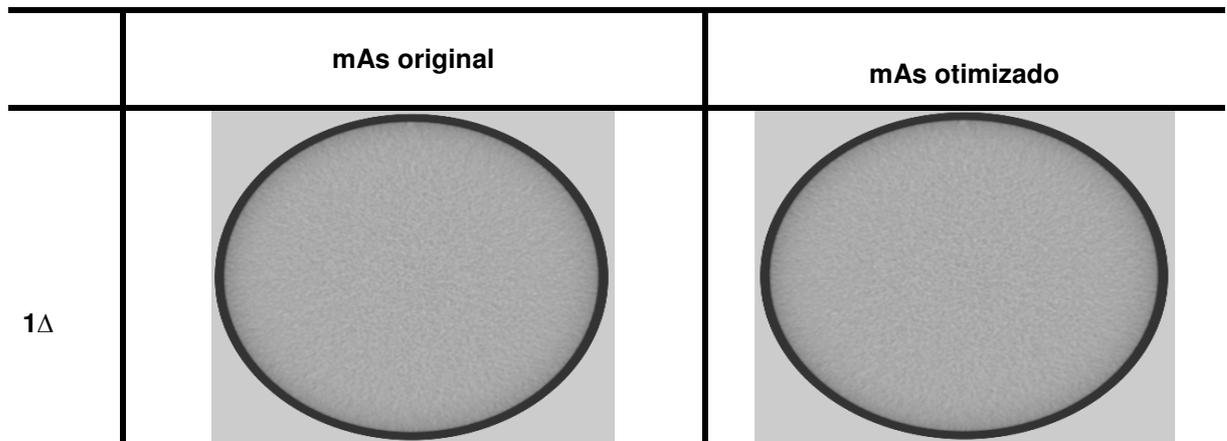
* Resolução espacial de baixo contraste; ** Desvio padrão da Resolução Espacial de Alto Contraste no quadrante de 1mm;

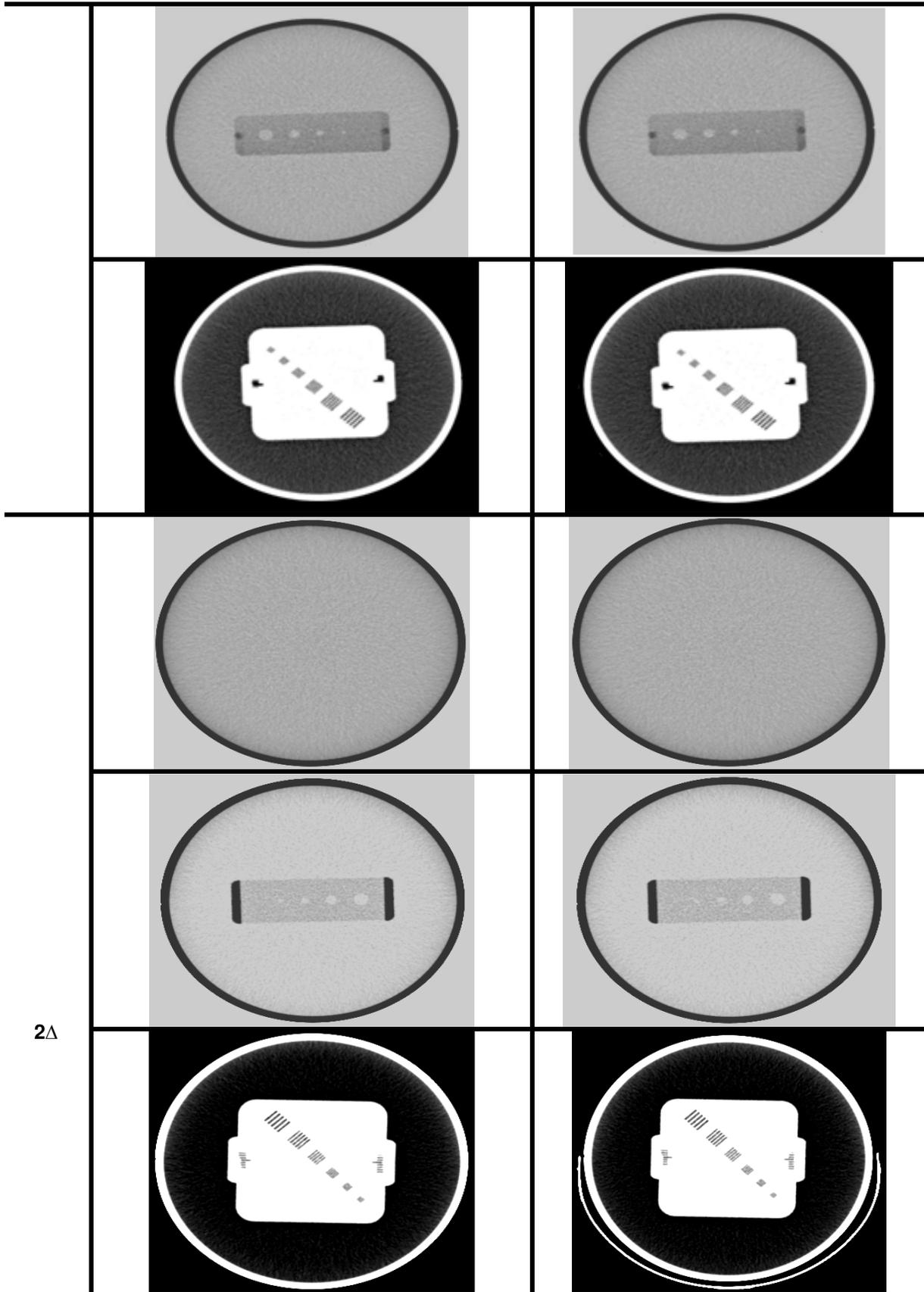
*** Resolução Espacial de Alto Contraste;

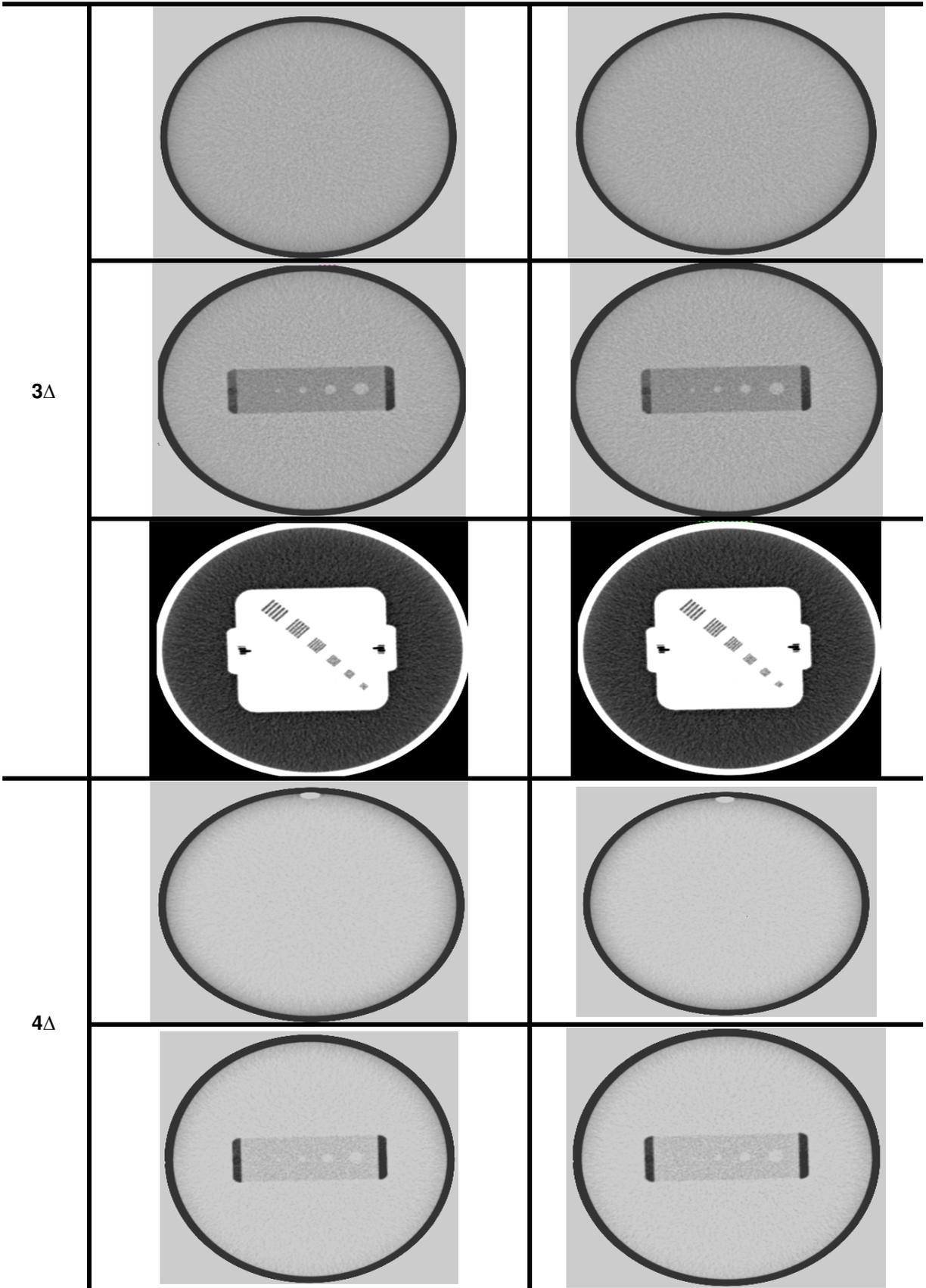
**** Unidade de calor, valor teórico calculado pela equação (7): $UC = 1,35 \cdot kV \cdot I \cdot t \cdot n$, $1HU=0,74J$ (HSI-EH, 2002, p.153);

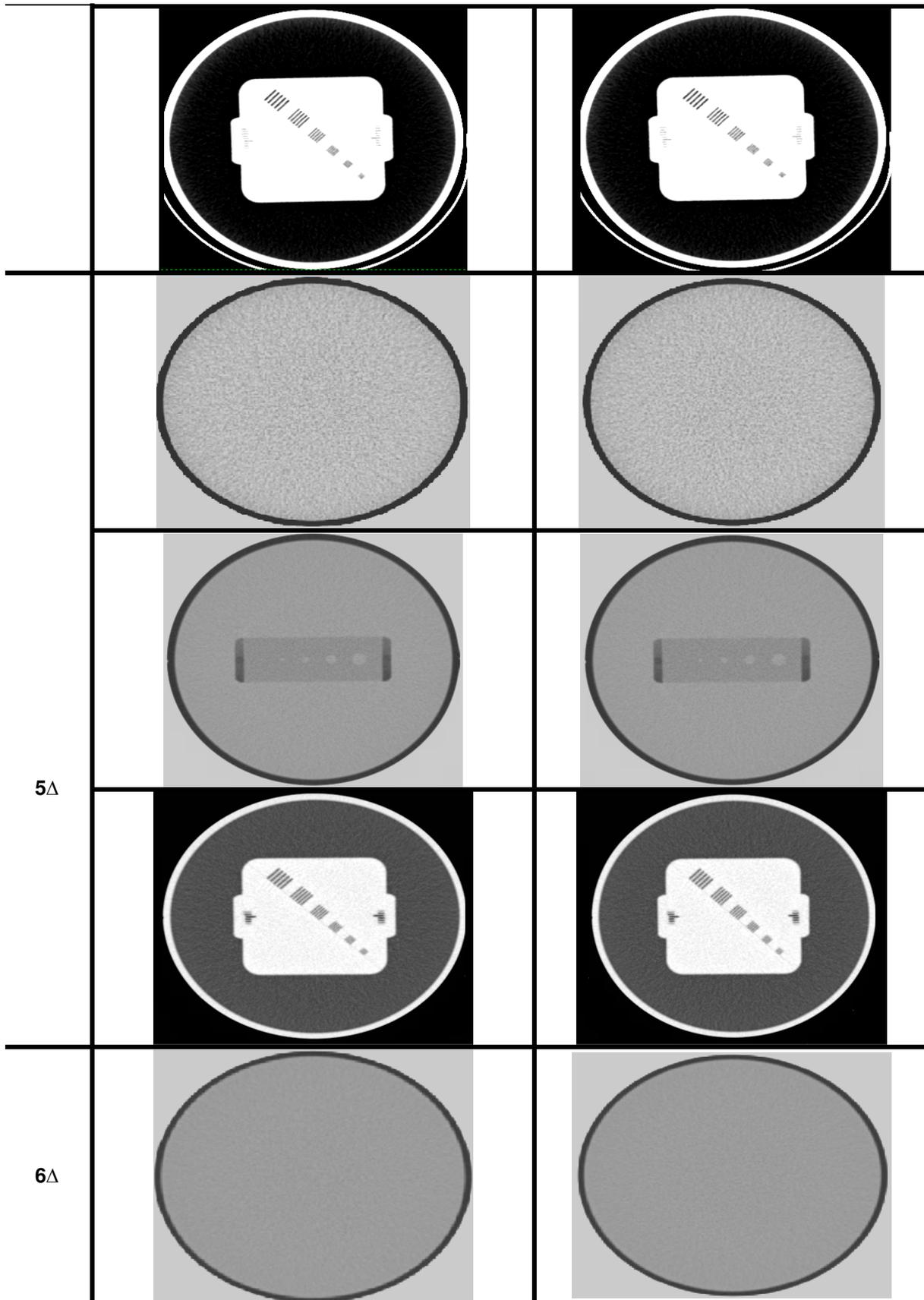
Na tabela 11, estão expostas as imagens feitas com o mAs original e o mAs otimizado.

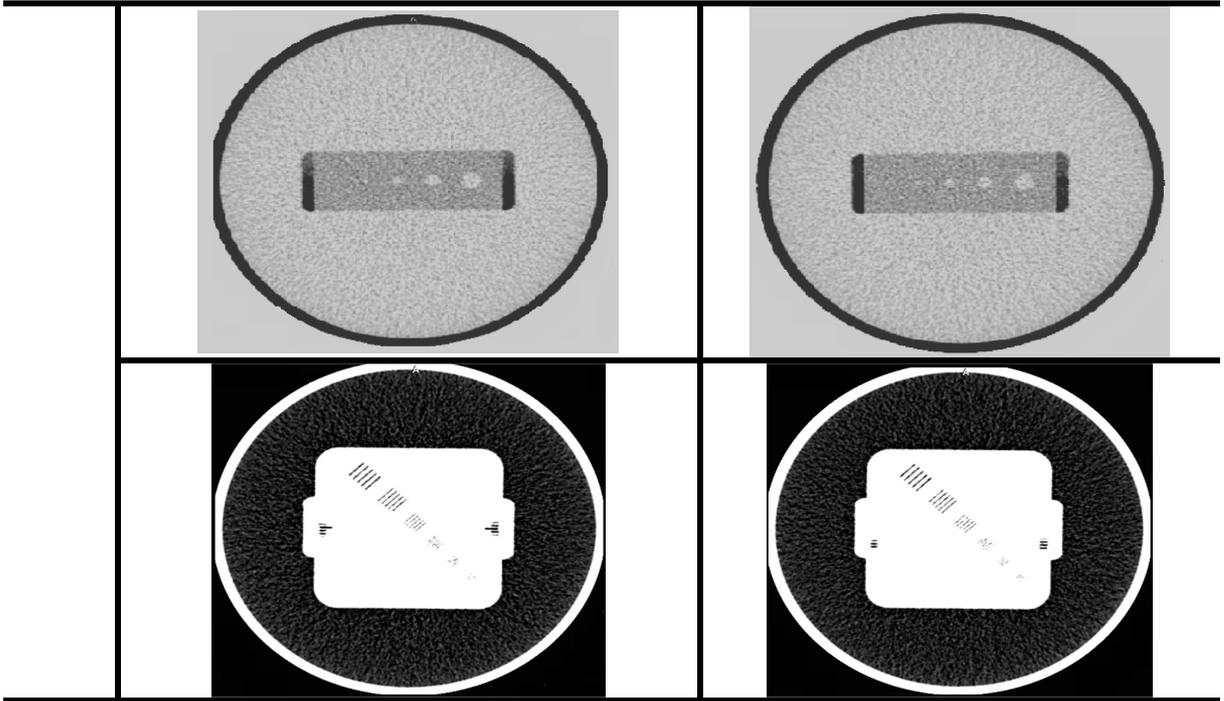
Tabela 11 – Imagens comparativas entre o mAs original e o mAs otimizado, ruído, RBC e RAC.











6 DISCUSSÃO

Via de regra as imagens com doses mais elevadas são de melhor qualidade do que aquelas com doses menores. Assim, o médico radiologista tende a privilegiar as imagens realizadas com os protocolos de alta dose. Esta tendência tem influenciado a prática de médicos radiologistas ao longo de muitos anos. Entretanto, tanto os médicos radiologistas quanto os clínicos, tem que observar que a qualidade da imagem não pode ser o único critério a ser levado em consideração, quando são conhecidos os efeitos biológicos das radiações ionizantes, que podem induzir câncer mesmo com doses muito próximas das doses decorrentes de uma tomografia computadorizada, (cerca de 1%, quando trata-se de crianças) (VOCK, 2005, p. 2336).

Durante a realização deste trabalho, observou-se que as justificativas de indicações clínicas para realização de exames de TC, por parte dos médicos clínicos e radiologistas, estavam aquém do esperado, caracterizando a necessidade de uma maior conscientização da classe médica em relação aos pedidos de exames de TC, em relação a outras modalidades de imagem. Muitos médicos radiologistas e clínicos não estão cientes da quantidade de radiação liberada por um equipamento de TC durante um exame em um tempo muito curto de exposição ao paciente. A TC tem se tornado a maior fonte de exposição à radiação médica, isto é, dos pacientes, contribuindo com 40 a 67% da exposição da população à radiação e cerca de 5 a 10% de todos os exames de diagnóstico.

Importantes incertezas na quantificação do risco estimado permanecem; uma razão importante é o fato de que abaixo de 100 mSv, a forma da curva “dose-resposta” ainda está em discussão. A maioria dos pesquisadores favorecem um modelo de extrapolação linear, sem qualquer limite, ao passo que outros especialistas afirmam evidência de efeitos aumentados ou diminuídos nesta extremidade inferior da escala de dose. (VOCK, 2005). Mesmo com estas incertezas, segundo BRENNER et al, dados estatísticos mostram um aumento significativo de risco de câncer fatal com doses entre 50 a 100 mSv. Uma dose de 100 mSv pode causar um risco de morte de 0,5% (1/200) por câncer fatal. Uma única varredura de corpo inteiro, desde a 3ª vértebra cervical até a sínfese púbica, em um paciente de

45 anos, causa uma dose efetiva de aproximadamente 12 mSv e um risco de morte, por câncer, estimado em 0,08%. Se o mesmo indivíduo realizar este exame pelo menos uma vez por ano, teria um risco de morte, por câncer, estimado em 1,9% (aproximadamente 1/50) até a idade de 75 anos com 30 exames realizados. Pode-se observar que o risco de morte associado ao exame de TC vai diminuindo a cada ano, desde os 45 anos até 75 anos. Assim, o risco de morte por câncer quando o indivíduo realizar o mesmo exame com 46 anos de idade será menor do que o risco de morte quando ele tinha 45 anos e assim sucessivamente até os 75 anos.

Os protocolos para os dois tomógrafos estão separados por idade e peso. Havia protocolos para exames pediátricos (até 10 anos) e adultos (acima de 10 anos), o que não era observado pelos fabricantes de equipamentos, elevando as doses pediátricas. Os protocolos de crânio estudados no equipamento de secção única, possuem os mesmos valores de mAs para varreduras nas regiões infratentorial e supratentorial. Normalmente, o valor do mAs para a região infratentorial é maior, com secções mais finas devido a diferentes estruturas contidas nessa região de difícil visualização, para a região supratentorial é menor, pois nessa região há estruturas que requerem menos detalhes, com secções mais espessas. Isto é observado principalmente em equipamentos de TC de secções únicas, diferentemente dos equipamentos de TC de múltiplas secções onde a espessura e o mAs são iguais para as duas regiões.

Conforme estabelecido na Legislação, Portaria 453/98, foi calculado o rendimento do tubo (n IDTC/mAs) para cada protocolo original e para cada equipamento. Os valores do rendimento encontrados variaram de 0,16 a 0,23 mGy/mAs, Ver Tabela 5. Estes valores servirão de referência para avaliações de constância do tubo de raios X.

Foram realizados outros testes de controle de qualidade estabelecidos pela Resolução Específica (RE) 1016 da ANVISA.

Tabela 12 – Testes de controle de qualidade estabelecidos na Resolução Específica (RE) 1016 da ANVISA.

Testes	Equipamento de secção única	Equipamento de múltiplas secções
Sistema de colimação	≤ 2 mm	≤ 2 mm
Alinhamento da mesa em relação ao gantry	3,5 mm	3 mm
Deslocamento longitudinal da mesa	1,5 mm	1 mm
Inclinação do gantry	2º	2º
Ruído dos NTC da água (5mm)	0,71	0,33
Exatidão dos NTC da água	1,5	1,9
Uniformidade dos NTC da água	0,5	0,3
Espessura da secção (5 mm)	5,16	5,13 mm
Dose Média em Múltiplas Secções*	30,94	39,23

* Crânio adulto

OBS: Os testes estão de acordo com os limites estabelecidos pela Resolução específica (RE) 1016 da ANVISA (Ver ANEXO A).

Protocolos otimizados de TC, principalmente em relação a parâmetros técnicos de exposição (kV, mA e tempo de rotação), são de extrema importância em Clínicas e Hospitais. Além da preocupação com as doses e qualidade de imagens, principalmente por parte dos físicos, físico médicos e engenheiros biomédicos, que são os principais responsáveis pela proteção de trabalhadores (IOE), pacientes e indivíduos do público, há a preocupação e o interesse, por parte dos proprietários e administradores de Clínicas particulares e Hospitais Filantrópicos, com a produtividade máxima do serviço, ou a quantidade de exames realizados mensalmente e a redução dos custos. Com protocolos de TC otimizados, por exemplo, pela redução do mAs, teoricamente, haverá um aumento da vida útil do tubo de raios X, ou a quantidade total de exames realizados. Gastos com a troca dos tubo de raios X serão reduzidos, se considerar-se que, quanto menor for o aquecimento do tubo de raios X, maior será a sua vida útil. Os valores de UC, dos protocolos de crânio originais e otimizados, foram estimados. A diferença percentual entre os valores encontrados variaram de 3,4% a 10%, uma variação pequena em virtude das técnicas de exposição já estarem relativamente otimizadas.

Segundo LEVI et al; (1992) o uso dos números de TC (NTC), como valores absolutos é complicado devido a incapacidade de mantê-los normalizados sob uma variedade de “desvios” comuns das condições de varredura, pela falta de reprodutibilidade dos NTC de um equipamento para outro, e pela falta de uniformidade dos NTC em diferentes localizações no campo de varredura. Conseqüentemente, não se pode assumir que os resultados relatados na literatura podem ser diretamente extrapolados para outros equipamentos, outras gerações de equipamentos ou varreduras realizadas utilizando diferentes parâmetros de varredura. Na verdade, não se pode sequer supor que os NTC relatados na literatura possam ser usados para a mesma marca e mesmo modelo de equipamento.

Os valores da exatidão (± 5 , em relação ao NTC da água, 0) e da uniformidade (± 5 , em relação aos NTC da água medidos na região central e nas regiões periféricas) dos NTC encontrados estão dentro dos percentuais especificados na RE 1016 da ANVISA. Portanto, os valores de NTC encontrados caracterizam bem as diferentes lesões e tecidos.

O maior avanço das imagens de TC sobre as outras imagens radiográficas convencionais está na eliminação da superposição das estruturas, na habilidade para diferenciar pequenas diferenças de densidades (REBC) das estruturas anatômicas e anormalidades e uma superior qualidade das imagens. A TC é superior a todas as modalidades de imagem no que diz respeito à resolução de baixo contraste, por exemplo, ela consegue diferenciar um objeto com 0,5% (5/1000) de variação de contraste. Isto se traduz em uma diferença de 5 UH. Devido a sua grande sensibilidade para detectar pequenas diferenças de densidades entre um objeto e o fundo, o ruído tem grande influência na REBC. (ROMANS, 2011). O método mais sensível e quantitativo para avaliar alterações na resolução do sistema envolve a medida de desvio padrão. O desvio padrão proporciona um bom indicador e um método sensível para detectar a alteração na resolução do sistema. A qualidade das imagens obtidas com os protocolos originais e otimizados, foram analisadas em termos da REAC, REBC, RSR e MDP. Em relação aos valores dos testes de qualidade das imagens dos protocolos originais, não foram estipulados valores percentuais máximos limitantes. Por exemplo, sabe-se que a diminuição do mAs gera um aumento do ruído na imagem, segundo email recebido de Perry Sprawls, não existe um limite de ruído específico em imagens médicas, a quantidade de ruído que reduz a visibilidade

de e a detectabilidade depende do tipo de imagem e da anatomia que se quer analisar. O ruído reduz a visibilidade de objetos de baixo contraste na imagem, em exames que se deseja visualizar objetos de alto contraste, tais como ossos, uma maior quantidade de ruído é aceitável. Além disso, fica difícil estabelecer valores limitantes porque os valores dos mAs dependem da técnica utilizada. Os valores da média dos desvios padrões (MDP) encontrados variaram de 0,4 a 7%, de acordo com as imagens obtidas e a quantidade de orifícios visíveis (representando objetos de baixo contraste, poliestireno e água) não foi alterada. Os maiores valores de ruído encontrados foram nos protocolos que utilizavam secções com espessuras mais finas, de acordo com, $\sigma = \frac{1}{\sqrt{mAs \times Largura \ da \ secção}}$, ou seja, na região infratentorial, no equipamento de TC de secção única.

Em TC o número de fótons de raios X detectados por pixel também pode ser referido como relação sinal/ruído (RSR). Valores de referência encontrados na literatura variam de 3 a 5 para imagens diagnósticas médicas (HENDEE, 2002, p. 184). No entanto, os valores encontrados neste trabalho variaram de 2,1 a 5,2. Os valores mais altos foram encontrados nas secções mais espessas. Dois protocolos ficaram fora da faixa de 3 a 5.

Outro teste de qualidade importante a se considerar é a REAC. Neste teste a quantidade de ruído aceitável é maior, devido a uma maior diferença de densidades das estruturas a serem visualizadas. A quantidade de pares de linhas encontrados foi de 14 para todos os protocolos. Calculou-se o desvio padrão no conjunto de barras de 0,6 mm, porque nesse conjunto a espessura das barras e a distância entre as mesmas é menor, logo o ruído causa um efeito prejudicial maior, porém, não compromete a visualização e interpretação das imagens.

Muitos trabalhos publicados recentemente, sobre otimização de protocolos de TC, utilizam os valores de dose, $IDTC_{vol}$ teóricos, fornecidos pelos equipamentos para cada protocolo de imagem. No entanto, neste trabalho optou-se pela utilização dos valores medidos experimentalmente, pois refletem realmente a quantidade de radiação que o equipamento fornece de acordo com seu rendimento. Os valores percentuais experimentais do $IDTC_{vol}$ dos protocolos originais e otimizados encontrados variaram de 3% a 9%. Não houve uma variação muito grande, pois os protocolos já encontravam-se com as técnicas de exposição baixas.

A permanente preocupação e os cuidados com as doses em TC devem ser evidentes e constantes por todos os profissionais que utilizam essa tecnologia, principalmente com o avanço dos equipamentos de TC de múltiplas secções. Outro fator que pode ser citado é a produtividade máxima almejada pelos administradores e proprietários dos serviços. Protocolos otimizados, processos bem definidos, pessoal treinado e disciplinado levam a uma melhor utilização desta tecnologia, o que aumenta a produtividade, reduz gastos e fornece exames de alta qualidade.

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Ao término deste trabalho pôde-se tirar as seguintes constatações:

A técnica utilizada para encontrar os valores do mAs otimizado é mais apropriada para protocolos com altas doses, ou seja, altos valores de mAs. Para protocolos com baixos valores de mAs, a utilização desta técnica não é aconselhável, pois os valores podem ser muito baixos o que prejudicará a qualidade da imagem pelo excesso de ruído. Esta técnica de otimização foi utilizada para exames de crânio, pois são os mais realizados, porém, pode ser utilizada para outros tipos de exames que possuem altos valores de mAs e para qualquer tipo de equipamento médico digital que utiliza radiações ionizantes para obter imagens do corpo humano.

Observou-se que não há uma maior preocupação da classe médica em relação à redução de dose nos pacientes. A falta de controle e de justificativas claras nas indicações de exames de TC é um problema a ser solucionado. Os protocolos de TC atuais encontram-se disponíveis para crianças e adultos. Nos equipamentos mais antigos esta separação não era observada e, protocolos de adultos, com altas doses de radiação, eram empregados para crianças.

Uma questão positiva observada foi à preocupação dos Técnicos em Radiologia com a quantidade de exames solicitados, constatando-se muitos pedidos de exames de TC por profissionais de outras áreas, principalmente médicos residentes.

Os valores de mAs otimizados propostos não prejudicaram a qualidade da imagem em relação aos valores do protocolo original utilizado. Embora haja um aumento natural do ruído com a diminuição do mAs, uma certa quantidade considerável de ruído não atrapalhou visualmente a interpretação das imagens médicas.

Os valores das grandezas obtidas com o protocolo original e otimizado estão expostos a seguir.

Para o protocolo 1Δ original, **mAs de 250**, a média dos NTC foi de -0,04, com a média do DP de 4,18, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 33,19, o $IDTC_{vol,Teo}$ foi de 45,57, a RSR variou de 4,7, a REBC visualizada no phantom foi de 4 orifícios, a REAC foi de 12pl/cm, o DPREAC foi de 7,2, a UC foi de 55,68kJ. Para o protocolo 1Δ otimizado,

mAs de 235, a média dos NTC foi de 0,50, a média do DP foi de 4,48, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 31,37, o $IDTC_{vol,Teo}$ foi de 42,82, a RSR foi de 4,2, a REBC visualizada no phantom foi de 4 orifícios, a REAC foi de 12pl/cm, o DPREAC foi de 7,1, a UC foi de 52,34kJ. Para o protocolo 2 Δ original, **mAs de 250**, a média dos NTC foi de 0,66, a média do DP foi de 2,66, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 33,96, o $IDTC_{vol,Teo}$ foi de 45,57, a RSR foi de 3,8, a REBC visualizada no phantom foi de 4 orifícios, a REAC foi de 12pl/cm, o DPREAC foi de 5,8, a UC foi de 55,68kJ. Para o protocolo otimizado, **mAs de 235**, a média dos NTC foi de 0,86, a média do DP foi de 2,76, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 32,96, o $IDTC_{vol,Teo}$ foi de 40,35, a RSR foi de 3,6, a REBC visualizada no phantom foi de 4 orifícios, a REAC foi de 12pl/cm, o DPREAC foi de 5,9, a UC foi de 52,34kJ. Para o protocolo 3 Δ original, **mAs de 150**, a média dos NTC foi de 0,48, a média do DP foi de 4,64, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 18,28, o $IDTC_{vol,Teo}$ foi de 14,36, a RSR foi de 5,2, a REBC visualizada no phantom foi de 5 orifícios, a REAC foi de 12pl/cm, o DPREAC foi de 11,2, a UC foi de 39,48kJ. Para o protocolo 3 Δ otimizado, **mAs de 143**, a média dos NTC foi de 0,66, a média do DP foi de 4,66, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 16,63, o $IDTC_{vol,Teo}$ foi de 12,93, a RSR foi de 4,8, a REBC visualizada no phantom foi de 5 orifícios, a REAC foi de 12pl/cm, o DPREAC foi de 12,2, a UC foi de 37,38kJ. Para o protocolo 4 Δ original, **mAs de 150**, a média dos NTC foi de 0,38, a média do DP foi de 2,52, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 39,48, o $IDTC_{vol,Teo}$ foi de 39,90, a RSR foi de 2,3, a REBC visualizada no phantom foi de 4 orifícios, a REAC foi de 12pl/cm, o DPREAC foi de 6,8, a UC foi de 39,48kJ. Para o protocolo 4 Δ otimizado, **mAs de 135**, a média dos NTC foi de 0,62, a média do DP foi de 2,66, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 28,29, o $IDTC_{vol,Teo}$ foi de 35,91, a RSR foi de 2,1, a REBC visualizada no phantom foi de 4 orifícios, a REAC foi de 12pl/cm, o DPREAC foi 8,4, a UC foi de 35,53kJ. Para o protocolo 5 Δ original, **mAs de 380**, a média dos NTC foi de 2,84, a média do DP foi de 3,46, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 40,97, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 46,25, a RSR foi de 4,0, a REBC visualizada no phantom foi de 4 orifícios, a REAC foi de 12pl/cm, o DPREAC foi de 9,7, a UC foi de 61,56. Para o protocolo 5 Δ otimizado, **mAs de 367**, a média dos NTC foi de 3,02, a média do DP foi de 3,52, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 38,57, o $IDTC_{vol,Teo}$ foi de 44,66, a RSR foi de 4,0, a REBC visualizada no phantom foi de 4 orifícios, a REAC foi de 12pl/cm, o DPREAC foi de 9,8, a UC foi de 59,45. Para o protocolo 6 Δ original, **mAs de 190**, a média dos NTC foi de 1,66, a média do DP foi de 5,48, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 20,04, o $IDTC_{vol,Teo}$ foi de 23,12, a RSR foi de 2,4, a REBC visualizada no phantom foi de 4 orifícios, a REAC foi de 12pl/cm, o DPREAC foi de 12,3, a UC foi

de 30,78. Para o protocolo 6Δ otimizado, **mAs de 178**, a média dos NTC foi de 2,34, a média do DP foi de 5,80, o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 18,66, o $IDTC_{vol,Teo}$ foi de 21,66, a RSR foi de 2,5, a REBC visualizada no phantom foi de 4 orifícios, a REAC foi de 12pl/cm, o DPREAC foi de 12,8, a UC foi de 28,84. Os protocolos já encontravam-se com valores baixos de mAs, a técnica utilizada para encontrar o mAs otimizado forneceu valores de ruído que não prejudicaram a qualidade da imagem, houve um aumento natural do ruído com a diminuição do mAs, porém, essa quantidade encontrada foi aceitável, como pode ser visualizado pelas imagens obtidas.

8 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

A técnica utilizada (correlação entre mAs e $IDTC_{Vol}$) para otimização de protocolos de crânio em TC pode ser utilizada para outros protocolos, tais como, tórax, abdome, pelve, etc.

Outras grandezas de dose usadas em TC também podem ser utilizadas, tais como, $IDTC_{100,PMMA,ar}$, $IDTC_P$ e DMMS.

Pode-se também correlacionar o tempo de rotação (s) versus as grandezas de dose citadas anteriormente já que tempo versus dose variam de forma linear (I-CRP 87, 2000, p.18), porém, as opções técnicas, existentes nos equipamentos de TC, para variação do tempo de rotação é mais limitado (no máximo 5 unidades) do que o mA.

Pode-se também correlacionar as grandezas energia (kVp) e tempo de rotação (s), pela seguinte relação ($kV = \frac{1}{t}$) (KALENDER, 2006) e, entre dose e kVp pela seguinte relação $Dose = (kVp)^2$ (MAHESH, 2009, p. 51).

Esta técnica também pode ser expandida para outras modalidades de imagem radiodiagnóstica digitais, tais como, mamografia, raios X convencional, etc.

REFERÊNCIAS

AAPM. **Appendix MSCT dosimetry, guidelines on radiation dose to patient.** Disponível em: http://www.msct.eu/PDF_FILES/Appendix%20MSCT%20Dosimetry.pdf. Acesso em: 20 fev 2011.

AAPM. **CT scan protocols.** Disponível em: <http://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/>. Acesso em: 15 fev 2011.

AAPM. **The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT.** Report of AAPM task group 23 of the diagnostic imaging council CT committee. n. 96, 2007.

ACHENBACH, S. et al. **Dual-source cardiac computed tomography: image quality and dose considerations.** Erlangen, v. 18, p. 1188-1198, 2007.

AIFM. **Tomografia Computerizzata: Descrizione e misura dei parametri caratteristici.** 2007.

ALBRECHTSEN, et al. **Quality control and image quality criteria in computed tomography.** Dinamarca. v. 57, n. 1-4, p. 125-127, 1995.

ALDRICH, J. E. et al. **Radiation dose in abdominal computed tomography: the role of patient size and the selection of tube current.** Vancouver. v. 57, n. 3, p. 152-158, 2006.

ANVISA, **Resolução Específica (RE) 1016.** Brasília, 2005.

AWEDA et al. **Patient dose reduction methods in computerized tomography procedures: A review.** V. 02. nº 1, p. 001 a 009. 2007.

BARRET, J. et al. **Artefacts in CT: recognition and avoidance.** London.

BARDO, D. M. E. et al. **Cardiac multidetector computed tomography: basic physics of image acquisition and clinical applications.** Portland, v. 4, n. 3, p. 231-243, 2008.

BRATEMAN, L. **Radiation safety considerations for diagnostic radiology personnel.** v. 19, n. 4, p. 1037-1055, 1999.

BRENNER, D. J. et al. **Estimated risks of radiation induced fatal cancer from pediatric CT.** v. 176, p. 289-296, 2000.

BRODY, A. S. et al. **Radiation risk to children from computed tomography.** v. 120, n. 3, p. 677-682, 2007.

BUSHBERG, J. T. **The essential physics of medical imaging.** Califórnia, 2 ed. 2002.

BUZUG, T.M. **Computed Tomography.** From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT.

CADOVAN, M. A. **64-slice CT: so what?** Princeton, v. 25, n. 3, p. 66-68, 2006.

CALZADO, A. et al. **Quality criteria implementation for brain and lumbar spine CT examinations.** Madrid, v. 73, p. 384-395, 2000.

CARLOS, M. T. **Tomografia computadorizada: formação da imagem e radioproteção.** Rio de Janeiro, p. 1-24, 2002.

CARVALHO, A. F. et al. **Quality control in computed tomography performed in portugal and Denmark.** v. 57, n. 1-4, p. 333-337, 1995.

CODY, D. D. **Image Processing in CT.** Houston. v. 22, n. 22, p. 1255-1268, 2002.

COHNEN, M. et al. **CT of the head by use of reduced current and kilovoltage: relationship between image quality and dose reduction.** Dusseldorf, v. 21, p. 1654-1660, 2000.

CORMACK, A. M. **Early two-dimensional reconstruction and recent topics stemming from it.** Massachussets. 1979.

CORMACK, A. L. **Representation of a Function by Its Line Integrals, with Some Radiological Applications.** Massachussets. v. 34, n 9, p. 1-6, 1963.

DALMAZO, J. et al. **Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada:** estudo de viabilidade em um hospital universitário. Ribeirão Preto. v. 43, n. 4, p. 241-248, 2010.

DALRYMPLE, N. C. et al. **Introduction to the language of three-dimensional imaging with multidetector CT.** Texas, v. 25, n. 5, p. 1409-1428, 2005

DAROS, K. A. C. et al. **Estudo da resolução de baixo contraste com condições técnicas otimizadas para exames de tomografia computadorizada (TC) de crânio.** São Paulo.

EINSTEIN, A. et al. **Estimating risk of cancer associated with radiation exposure from 64-slice computed tomography coronary angiography.** New York, v. 298, n. 3, p. 317-323, 2007.

ELOJEIMY, S. et al. **Relationship between radiographic techniques (kilovolt and milliampere-second) and CTDI_{vol}.** Charleston. v. 141, n. 1, p. 43-49, 2010.

FUCHS, T. O. J. et al. **Fast Volume Scanning Approaches by X-Ray-Computed Tomography.** Erlangen. v. 91, n. 10, p. 1492-1502, 2003.

GENERAL ELETRIC (GE). **Manual do equipamento de tomografia computadorizada.**

GERBER, T. **Techniques and parameters for estimating radiation exposure and dose in cardiac computed tomography.** Jacksonville, v. 21, n. 1, p. 165-176, 2005.

GOLDMAN, L. W. **Principles of CT: Radiation dose and image quality.** Hartford, v. 35, n. 4, p. 213-225, 2007.

GOLDMAN, L.W. **Principles of CT: Multislice CT.** Hartford, v. 36, n. 2, p. 57-68, 2008.

HALLIBURTON, S.S. **Recent technologic advances in multi-detector row cardiac CT.** Cleveland, v. 27, p. 655-664, 2009.

HENDEE, W. R. **Medical imaging physics.** Wisconsin, ed. 4, wiley-liss, 2002.

HIDAJAT, N. et al. **Relationships between physical dose quantities and patient dose in CT.** Berlin. v. 72, p. 556-51, 1999.

HOUSNFIELD, G. N. **Computerized transverse axial scanning (tomography): part I. description of system.** Middlesex, v. 46, n. 552, p. 1016-1022, 1973.

HSIEH, J. **Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances.** SPIE, 2003.

HUDA, W. et al. **Comparison of head and body organ doses in CT.** Charleston, v. 53, n. 2, p. N9-N14, 2008.

ICRP. **Managing Patient Dose in Computed Tomography.** Slides nº 8, 9, 10. Diapositivo, color.

IMAI, Y. et al. **Development and performance evaluation of an experimental fine pitch detector multislice CT scanner.** Tokyo, v. 36, n. 4, p. 1120-1127, 2009.

JANGLAND, L. et al. **Dose reduction in computed tomography by individualized scan protocols.** Stockholm, v. 45, p. 301-307, 2004.

JOHNS, H. E., CUNNINGHAM, J. R. **The physics of radiology.** Illinois, Ed. Charles C Thomas. 1983.

KALENDER, W. **X ray computed tomography.** Erlangen, v. 51, p. R29-R43, 2006.

KALENDER, W. **Thin-section three-dimensional spiral CT: is isotropic imaging possible?** Erlangen, v. 197, n. 3, p. 578-580, 1995.

KALRA, M. K. et al. **Clinical comparison of standard-dose and 50% reduced-dose abdominal CT: Effect on image quality.** Massachusetts, v. 179, p. 1101-1106, 2002.

LEENAERTS, D. M. W. et al. **Piecewise linear modeling and analysis.** Ed. Kluwer Academic Publishers. 1998, p. 11.

LEE, S.H.; RAO, K.C.V.G.; ZIMMERMAN, R.A. **Cranial MRI and CT.** 4nd ed. Ed. Pennsylvania: McGraw-Hill, p. 6,1999.

LEVI, C. et al. **The unreliability of CT numbers as absolute values.** p. 443-803,1982.

MAHESH, M. et al. **Physics of Cardiac Imaging with Multiple-Row Detector CT.** Baltimore. v. 27, n. 5, p. 1495-1509, 2007.

MAHESH, M. et al. **Search for Isotropic Resolution in CT from Conventional through MDTC.** Baltimore. v. 22, n. 4, p. 949-962, 2002.

MANNUDEEP, K. et al. **Strategies for CT Radiation Dose Optimization.** v. 230, p. 619-628, 2004.

MARCHAL, G. **Multidetector-row computed tomography.** Scanning and contrast protocols. Itália, Springer, 2005.

MARCONATO, J. A. et al. **Redução de dose e aumento na vida útil do tubo de raios X em tomografia computadorizada.** Porto Alegre. v. 37, p. 351-356, 2004.

MARTIN, C. J. **Radiation dosimetry for diagnostic medical exposures.** Glasgow, v. 128, n. 4, p. 389-412, 2008.

McLAUGHLIN, D. J. et al. **Dose reduction to radiosensitive tissues in CT. Do commercially available shields meet the users' needs?** v. 59, p. 446-450, 2004.

McCOLLOUGH, C. H. et al. **Performance evaluation of a multi-slice CT system.** v. 26, n. 11, p. 2223-2230, 1999.

McDERMOTT, A. et al. **Pediatric organ dose measurements in axial and helical multislice CT.** Califórnia, v. 36, n. 5, p. 1494-1499, 2009.

MCDONALD, L. **Counting Statistics and Error Propagation.** Slide nº 28, 2007. Diapositivo, color.

McNITT, G. **Radiation Dose in CT.** Los Angeles. v. 22, n. p. 1541-1553, 2002.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, Portaria 453. **Diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, dispõe sobre o uso dos raios X diagnósticos em todo território nacional e dá outras providências.** 1998.

MORIN, R. L. et al. **Radiation dose in computed tomography of the heart.** Dallas, v. 107, p. 917-922, 2010.

MORIN, R. L. et al. **Physics and dosimetry in computed tomography.** Jacksonville, v. 21, p. 515-520, 2003.

NAGEL, H. D. **Radiation Exposure in Computed Tomography.** Fundamentals, Influencing Parameters, Dose Assessment, Optimisation, Scanner Data, Terminology. p. 1-95, 2000.

PAYNE, J. T. **CT radiation dose and image quality.** Minneapolis. v. 43, p. 953-962, 2005.

PAUL, J. F. et al. **Strategies for reduction of radiation dose in cardiac multislice CT.** Iowa, v. 17, p. 2028-2037, 2007.

PARRY, R. A. et al. **Typical Patient Radiation Doses in Diagnostic Radiology.** v. 19, n. 5, p. 1289-1302, 1999.

PRIMAK, A. N et al. **Relationship between noise, dose, and pitch in cardiac multi-detector row CT.** v. 26, n. 6, p. 1785-1794, 2006.

PROKOP, M. **General principles of MDCT.** Holanda, v. 45, p. S4-S10, 2002.

PROKOP, M.; GALANSKI M. **Spiral and Multislice Computed Tomography of the body.** Editora Thieme.

QUINTO, E. T. **An Introduction to X-ray tomography and Radon Transforms.** 2000.

RADAIDEH, M. M. et al. **Using multi-slice spiral CT scanner: the principles you need.** Texas.

RAFF, G. L. et al. **Diagnostic Accuracy of noninvasive coronary angiography using 64-slice spiral computed tomography.** Michigan, v. 46, n. 3, p. 552-557, 2005.

REISER, M. F. et al. **Multislice CT: diagnostic imaging.** Berlin: Springer, 2009.

ROMANS, L. E. **Computed Tomography for Technologists.** Michigan, ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.

ROTHENBERG, L. N. et al. **Radiation dose in CT**. New York, v. 12, n. 6, p. 125-1243, 1992.

RYDBERG, J. et al. **Multisection CT: scanning techniques and clinical applications**. Indianapolis, v. 20, n. 6, p. 1787-1806, 2000.

SCHAD, L. **Physics of Imaging Systems Basic Principles of Computer Tomography (CT) II**. 2008.

SEERAM, E. **Computed Tomography: Physical Principles Clinical Applications & Quality Control**. Canadá: Ed. W. B. Saunders Company, 1994.

SILVERMAN, P. M. et al. **Common terminology for single and multislice helical CT**. Erlangen, v. 176, p. 1335-1336, 2000.

STRAUSS, K. J. et al. **Image Gently: Ten Steps You Can Take to Optimize Image Quality and Lower CT Dose for Pediatric Patients**. Boston, v. 194, 2010, p. 868-873.

STRZELCZYK, J. et al. **Low-level exposures and cancer risk**. v. 4, n. 1, p. 32-39, 2007.

SHIMADZU CORPORATION. **Whole body x-ray CT scanner**. SCT-7000TS, specifications p. 1-10.

SPRAWLS, P. **CT image details and noise**. V. 12. p. 1041-1046, 1992.

TACK, D., GEVENOIS, P. A. **Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography**. Bélgica. 2007. 55p.

TAHUATA I. **Radioproteção e Dosimetria**. Rio de Janeiro. 2003.

TSAPAKI, V. et al. **Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence**. v. 240, n. 3, p. 828-834, 2006.

VADE, A. et al. **Evaluation of image quality using 1:1 pitch and 1,5:1 pitch helical CT in children: a comparative study**. Michigan. v. 26, p. 891-893, 1996.

VANO E. et al. **Dynamic flat panel detector versus image intensifier in cardiac imaging: dose and image quality.** p. 5731–5742. 2005.

VERDUN, F. R. et al. **Management of patient dose and image noise in routine pediatric CT abdominal examinations.** Switzerland, v. 14, p. 835-841, 2004.

VOCK, P. **CT dose reduction in children.** Switzerland, v. 15, p. 2330-2340, 2005.

WIEST, P. W. et al. **CT scanning: a major source of radiation exposure.** Novo México, v. 23, n. 5, p. 402-410, 2002.

WILTING, J. E. et al. **A rational approach to dose reduction in CT: individualized scan protocols.** Holanda, v. 11, p. 2627-2632, 2001.

WIECZOREK, H. **Physical aspects of detector design.** Aachen, v. 33, p. 541-545, 2001.

ANEXO A –Relação dos Testes de Controle de Qualidade realizados nos equipamentos de TC, conforme RE 1016.

Procedimentos para tomógrafos computadorizados

5.2.1. SISTEMA DE COLIMAÇÃO

Objetivo	Avaliar a coincidência dos indicadores luminosos interno e externos e do indicador luminoso interno, com o feixe de radiação.
Frequência mínima	Semestral.
Excepcionalmente	Após de reparos.

INSTRUMENTAL

- (1) Filme dentro de envelope opaco.
- (2) Suporte retangular plano.
- (3) Agulha ou outro objeto perfurante.
- (4) Fita crepe.
- (5) Trena.
- (6) Régua.

METODOLOGIA

- (1) Fixar o envelope no suporte.
- (2) Traçar uma reta sobre o envelope.
- (3) Colocar o suporte horizontalmente sobre a mesa.
- (4) Posicionar o suporte de maneira que a reta coincida com o indicador luminoso externo. Indicar essa posição como *posição zero*.
- (5) Acionar o comando de movimento automático da mesa para que a mesma se desloque para a posição de exame.
- (6) Ligar o indicador luminoso interno.
- (7) Medir a distância entre a posição marcada pelo indicador luminoso interno e a reta.
- (8) Registrar o valor medido.
- (9) Se necessário, ajustar a posição do filme de maneira que a reta coincida com o indicador luminoso interno.
- (10) Fazer uma exposição utilizando a menor espessura de corte disponível.
- (11) Marcar a posição da reta no filme, com perfurações ao longo da reta traçada no envelope.
- (12) Após processar filme, medir as distâncias entre os orifícios e a linha do campo de radiação.
- (13) Registrar o maior valor medido.

INTERPRETAÇÃO DOS RESULTADOS

- (1) Verificar se a distância entre a reta de referência e a reta marcada pelo indicador luminoso é $\leq 2,0$ mm.
- (2) Verificar se a distância entre os orifícios do filme e a linha de densidade (feixe de radiação) é ≤ 2 mm.

5.2.2. ALINHAMENTO DA MESA EM RELAÇÃO AO “GANTRY”

Objetivo	Verificar se o eixo longitudinal da mesa coincide com o plano vertical que passa pelo isocentro e com o indicador luminoso sagital.
Frequência mínima	Semestral.
Excepcionalmente	Após de reparos.

INSTRUMENTAL

- (1) Fita crepe.
- (2) Trena.
- (3) Régua.
- (4) Prumo (opcional).

METODOLOGIA

- (1) Fixar uma tira longa de fita crepe sobre a linha média longitudinal da mesa.
- (2) Traçar sobre a fita crepe uma reta coincidente com a linha média longitudinal da mesa.
- (3) Fixar horizontalmente uma tira de fita crepe no centro da abertura do *gantry*.
- (4) Marcar nessa fita a posição central da abertura (utilizar o prumo, se preferir).
- (5) Levantar a mesa até o nível da fita.
- (6) Mantendo o *gantry* com inclinação zero, deslocar a mesa para dentro do *gantry*.
- (7) Marcar na fita fixada à mesa a posição do centro da abertura do *gantry* e a posição do indicador luminoso sagital.
- (8) Deslocar a mesa longitudinalmente e marcar a fita como no item (7).
- (9) Repetir o item (8) em diferentes pontos, cobrindo o deslocamento total da mesa.
- (10) Medir as distâncias entre as marcas e a linha média da mesa, anotando os valores na própria fita.
- (11) Registrar a distância máxima obtida.

INTERPRETAÇÃO DOS RESULTADOS

- (1) Verificar se a distância máxima entre a indicação do centro do *gantry* e do indicador luminoso sagital em relação à linha média da mesa é ≤ 5 mm.
- (2) Registrar o valor obtido.

5.2.3. DESLOCAMENTO LONGITUDINAL DA MESA

Objetivo	Determinar a exatidão do deslocamento longitudinal da mesa.
Frequência mínima	Semestral.
Excepcionalmente	Após de reparos.

INSTRUMENTAL

- (1) Agulha.
- (2) Fita crepe.
- (3) Régua com comprimento de pelo menos 1 m.

METODOLOGIA

- (1) Fixar a régua na lateral da superfície flutuante da mesa.
- (2) Fixar a agulha na base fixa da mesa, com a ponta voltada para a superfície na posição correspondente a 50 cm na régua. Indicar essa posição como *posição zero* no *gantry*.
- (3) Colocar sobre a mesa um objeto com massa de aproximadamente 70 kg.
- (4) Observando a indicação no *gantry*, deslocar a mesa 30 cm em uma das direções.
- (5) Registrar o valor indicado na régua pela agulha.
- (6) Voltar a mesa na posição correspondente a 50 cm, indicada pela agulha. Se necessário, zerar o *gantry* novamente.
- (7) Observando a indicação no *gantry*, deslocar a mesa 30 cm na direção oposta à utilizada no item (4).
- (8) Registrar o valor indicado na régua pela agulha.

INTERPRETAÇÃO DOS RESULTADOS

- (1) Verificar, para cada uma das direções, se a diferença entre as distâncias percorridas e as indicadas no *gantry* encontram-se dentro de ± 2 mm.

5.2.4. INCLINAÇÃO DO “GANTRY”

Objetivo	Determinar a exatidão dos indicadores de deslocamento angular.
Frequência mínima	Semestral.
Excepcionalmente	Após de reparos.

INSTRUMENTAL

- (1) Transferidor.
- (2) Fita crepe.
- (3) Filme dentro de envelope opaco.
- (4) Suporte retangular plano.
- (5) Trena.

METODOLOGIA

- (1) Fixar o envelope sobre o suporte.
- (2) Fixar o suporte sobre a mesa, de forma que o envelope, na posição vertical, fique alinhado com o eixo longitudinal da mesa.
- (3) Deslocar a mesa para o centro do *gantry*.
- (4) Centralizar o envelope com o auxílio dos indicadores luminosos do *gantry*.
- (5) Ajustar a posição do *gantry* para o ângulo de *inclinação zero*.
- (6) Anotar o valor do ângulo de inclinação indicado no comando.
- (7) Expor o filme, usando a menor espessura de corte disponível e escolhendo a técnica adequada ao filme utilizado.

- (8) Inclinar o *gantry* para o ângulo máximo disponível, no sentido positivo.
- (9) Registrar o valor desse ângulo e repetir os itens (6) e (7).
- (10) Inclinar o *gantry* para o ângulo máximo disponível, no sentido negativo.
- (11) Registrar o valor desse ângulo e repetir os itens (6) e (7).
- (12) Processar o filme.
- (13) Medir os ângulos formados entre as imagens das linhas no filme e a *posição zero*.

INTERPRETAÇÃO DOS RESULTADOS

- (1) Verificar se o desvio entre o ângulo medido e o ângulo nominal encontra-se dentro de $\pm 3^\circ$. As indicações de ângulo no comando e no *gantry* devem ser exatamente iguais.

5.2.5. RUÍDO, EXATIDÃO E UNIFORMIDADE DE NÚMERO DE CT

Objetivo	Avaliar o nível de ruído, a uniformidade e a exatidão do valor médio do número CT.
Frequência mínima	Semestral.
Excepcionalmente	Após de reparos.

INSTRUMENTAL

- (1) Cilindro de acrílico preenchido com água, com diâmetro de pelo menos 20 cm.

METODOLOGIA

- (1) Alinhar o cilindro de acrílico no centro do *gantry*, se possível sem a presença da mesa no feixe.
- (2) Efetuar um corte utilizando parâmetros típicos para exame de abdômen.
- (3) Registrar o valor médio do número de CT e o desvio padrão para uma região de interesse (ROI) de aproximadamente 500 mm², na zona central da imagem.

- (4) Selecionar quatro ROI's na periferia da imagem (posições correspondentes a 3, 6, 9 e 12 horas, a pelo menos 1,0 cm de distância da borda).
- (5) Registrar os valores médios dos números de CT para cada uma das ROI's.
- (6) Repetir os procedimentos de (1) a (4), utilizando parâmetros típicos para exame de cabeça.
- (7) Retirar o cilindro e efetuar um corte no ar, utilizando os parâmetros típicos para exames de abdômen e cabeça.
- (8) Registrar o valor médio do número de CT para uma ROI de aproximadamente 500 mm², na zona central da imagem.

CÁLCULOS

Ruído

- (1) Calcular o ruído (N), usando a expressão:

$$N = \frac{\sigma_{ROI}}{1000} \times 100$$

onde:

1000 = é a diferença entre os valores nominais de números CT para água e ar*.
 σ_{ROI} = desvio padrão dos números de CT na ROI da região central.

Exatidão do número de CT

- (1) Calcular a diferença entre o valor medido e o valor nominal do número de CT (ΔCT), para a água e para o ar:

$$\Delta CT = CT_{central} - CT_{nom}$$

onde:

$CT_{central}$ = valor médio do número de CT na ROI central.
 CT_{nom} = 0 (zero) para a água.
 CT_{nom} = 1000 para o ar.

* Normalmente, a diferença entre os números CT para água e ar é 1000; entretanto, em certos casos, particularmente com o uso de algoritmos de alta resolução espacial, esta diferença pode ser reduzida

Uniformidade do número de CT

- (1) Calcular a uniformidade do número *CT* (*U*) dada por:

$$U = CT_{per} - CT_{central}$$

onde:

$CT_{central}$ = valor médio do número de *CT* na ROI central.

CT_{per} = valor médio do número de *CT* de cada uma das ROI's na periferia do dispositivo de testes.

INTERPRETAÇÃO DOS RESULTADOS

Ruído

- (1) Em caso de ensaio de aceitação ou levantamento de informações para linha de base, verificar se o valor do ruído é menor ou igual ao valor especificado pelo fabricante.
- (2) Em caso de teste de constância, verificar se sua variação em relação à linha de base está dentro de $\pm 10\%$ ou 0,2 HU, o que for maior.

Exatidão do número CT

- (1) Verificar se a diferença entre o valor médio do número de *CT* na ROI central e o valor nominal encontra-se dentro de ± 5 HU.

Uniformidade do número de CT

- (1) Em caso de ensaio de aceitação ou levantamento de informações para linha de base, verificar se a uniformidade do número de *CT* encontra-se dentro de ± 5 HU.
- (2) Em caso de teste de constância, verificar se o desvio em relação ao valor de referência está dentro de ± 2 HU.

5.2.6. RESOLUÇÃO ESPACIAL DE ALTO CONTRASTE

Objetivo	Determinar a resolução de alto contraste sob diferentes condições.
Frequência mínima	Semestral.
Excepcionalmente	Após de reparos.

INSTRUMENTAL

- (1) Dispositivo de teste para avaliação de resolução espacial (padrão de barras ou de orifícios).

METODOLOGIA

- (1) Centralizar e alinhar o dispositivo de teste no eixo de rotação do *gantry*.
- (2) Fazer uma aquisição com parâmetros típicos para exame de cabeça.
- (3) Registrar os parâmetros utilizados.
- (4) Ajustar os parâmetros de imagem, de forma a visualizar o maior número possível de estruturas.
- (5) Registrar os parâmetros de imagem selecionados.
- (6) Identificar e registrar o menor grupo de estruturas visualizadas na imagem.
- (7) Repetir o procedimento para técnica típica de abdômen.

INTERPRETAÇÃO DOS RESULTADOS

Padrões de barras

- (1) Determinar a maior frequência de pares de linhas que pode ser identificada nas imagens.
- (2) Registrar o valor encontrado para comparação com os resultados de testes futuros.

Padrão de orifícios

- (1) Determinar o diâmetro dos menores orifícios que podem ser identificados individualmente.
- (2) Registrar o valor encontrado para comparação com os resultados de testes futuros.

Obs.: Em caso de teste de aceitação, devem ser reproduzidas as condições de aquisição e de visualização de imagens estabelecidas pelo fabricante. Os resultados devem ser comparados com as especificações técnicas do aparelho.

5.2.7. ESPESSURA DE CORTE

Objetivo	Determinar a espessura do corte tomográfico.
Frequência mínima	Semestral.
Excepcionalmente	Após de reparos.

INSTRUMENTAL

- (1) Dispositivo de teste com rampa inclinada em 45°.
- (2) Lente graduada (opcional).

METODOLOGIA

- (1) Alinhar o dispositivo de teste de maneira que seu eixo coincida com o eixo de rotação do equipamento.
- (2) Selecionar uma espessura de corte típica e fazer uma aquisição utilizando técnica de baixo ruído.
- (3) Registrar os parâmetros selecionados.
- (4) Ampliar a imagem, de forma a evidenciar a região com a imagem da rampa.
- (5) Identificar o nível de janela, de forma que a imagem da rampa corresponda à largura da meia altura do perfil de sensibilidade da imagem.
- (6) Estabelecer a largura da imagem da rampa, utilizando o recurso de medida de distância disponível no equipamento.

Obs.: se esse tipo de recurso não for disponível no equipamento testado, imprimir a imagem e medir a largura da imagem da rampa com a lente graduada, realizando as correções geométricas necessárias.

- (7) Registrar o valor encontrado.

INTERPRETAÇÃO DOS RESULTADOS

- (1) A diferença entre a espessura da imagem da rampa e a espessura nominal selecionada deve estar dentro de:
- ± 1 mm para espessuras nominais maiores que 2 mm;
 - $\pm 50\%$ da espessura nominal para espessuras nominais menores ou iguais a 2 mm.

5.2.8. DOSE MÉDIA EM CORTES MÚLTIPLOS (MSAD)

Objetivo	Determinar as doses absorvidas representativas dos procedimentos clínicos em pacientes adultos típicos.
Frequência mínima	Bienal.
Excepcionalmente	Após reparos ou mudança de procedimentos.

INSTRUMENTAL

- (1) Dispositivos de teste para dosimetria em CT, em acrílico, com diâmetros representativos de cabeça (16 cm) e de corpo (32 cm).
- (2) Câmara de ionização tipo lápis e eletrômetro*.

METODOLOGIA

- (1) Alinhar o dispositivo de cabeça no eixo de rotação do *gantry*.
- (2) Posicionar a câmara de ionização no centro do dispositivo de teste e alinhar o centro da mesma com auxílio do indicador luminoso interno do *gantry*.
- (3) Selecionar parâmetros típicos para exame de cabeça.
- (4) Realizar um corte no centro do volume sensível da câmara.
- (5) Registrar a leitura.

* Para esta medição podem ser usados dosímetros termoluminescentes, utilizando metodologia adequada.

- (6) Repetir os itens de (1) a (5) com o dispositivo de teste para corpo, selecionando parâmetros típicos para exames de coluna e de abdômen.

CÁLCULOS

- (1) Índice de Dose para Tomografia Computadorizada (CTDI), no meio, é dado por:

$$CTDI = \frac{R \times N_k \times f_c}{n} \times \left(\frac{L}{T} \right)$$

onde:

- R = leitura em unidades de kerma no ar.
- N_k = fator de calibração da câmara em unidades de kerma, na qualidade de feixe apropriada.
- f_c = fator de conversão de kerma no ar para dose absorvida no meio (acrílico).
- n = número de cortes tomográficos para cada varredura do sistema.
- L = comprimento ativo da câmara.
- T = espessura nominal do corte tomográfico.

- (2) O valor do MSAD é dado por:

$$MSAD = \left(\frac{T}{I} \right) CTDI$$

onde:

- I = incremento entre cortes consecutivos.

INTERPRETAÇÃO DOS RESULTADOS

- (1) Os resultados obtidos deverão ser comparados com os níveis de referência do Quadro 5.5.

Quadro 5.5. Níveis de referência de radiodiagnóstico em CT para paciente adulto típico

<i>Exame</i>	<i>Dose média em cortes múltiplos (mGy)</i>
Cabeça	50
Coluna lombar	35
Abdômen	25

PROPOSTA PARA OTIMIZAÇÃO DE PROTOCOLOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA EM UM EQUIPAMENTO DE MÚLTIPLAS SECÇÕES, VISANDO A REDUÇÃO DE DOSE EM PACIENTES

Da Cás, E.V. Lopes, L. F. D. Schuch, L. A., Weis, G. L.

1 Introdução

A intensidade de radiação que um exame de tomografia computadorizada (TC) proporciona pode ser considerada elevada comparativamente as outras modalidades de exames envolvendo raios X. Entretanto, em termos de Proteção Radiológica, a TC fornece doses de radiação de baixo nível, onde não está claramente estabelecida a relação entre dose de radiação e dano. A relação de causa e efeito entre radiações de baixo nível, como em TC, e o câncer não é bem conhecida mas, especialistas sugerem que existe um pequeno risco que aumenta proporcionalmente com o aumento da dose. Os fabricantes de equipamentos de TC normalmente fornecem protocolos de exames padronizados, incluindo a escolha de parâmetros para se obter a qualidade da imagem para satisfazer critérios de diagnóstico. Embora as doses empregadas estejam dentro dos limites preconizados pela Legislação, este não é um aspecto fundamental considerado pelos fabricantes e sim a qualidade da imagem. A escolha dos parâmetros de exposição deve levar em conta requerimentos básicos de proteção radiológica e limitações técnicas dos tubos de raios X. Neste trabalho, a otimização fez-se pela redução do mAs (miliamperagem versus segundo), denominados de mAs otimizados, a partir dos valores de mAs originais fornecidos pelos fabricantes de equipamentos de TC para cada protocolo de exame do crânio.

Resumo

O desafio para os profissionais físicos, médicos e técnicos é identificar os limites aceitáveis de qualidade de imagem dos procedimentos de modo a minimizar a dose de radiação submetida aos pacientes. Neste trabalho, a proposta de otimização dos protocolos fornecidos pelos fabricantes de equipamentos de Tomografia Computadorizada (TC), fez-se pela redução das cargas transportáveis (mAs) sugeridas pelos fabricantes. Os novos mAs propostos, ou seja, otimizados, foram encontrados pela intersecção de duas curvas, que correlacionam níveis relativos de dose ($NRIDTC_{vol,Exp}$) e média do desvio padrão (NRMDP), plotados no eixo y, com o mAs, eixo x. Foram otimizados dois protocolos de crânio, denominados 1 \parallel e 2 \parallel . Para o protocolo 1 \parallel original, **mAs de 380**, a MDP foi de 3,46; o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 40,97; a RSR foi de 4,0. Para o protocolo 1 \parallel otimizado, **mAs de 367**, a MDP foi de 3,52; o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 38,57; a RSR foi de 4,0. Para o protocolo 2 \parallel original, **mAs de 190**, a MDP foi de 5,48; o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 20,04; a RSR foi de 2,4. Para o protocolo 2 \parallel otimizado, **mAs de 178**, a MDP foi de 5,80; o $IDTC_{vol,Exp}$ foi de 18,66; a RSR foi de 2,5. A REBC visualizada no phantom foi de 4 orifícios e a REAC foi de 12pl/cm, ambas, para todas as imagens. Para cada protocolo, conseguiu-se uma redução de dose considerável sem a perda de qualidade da imagem.

Palavras chaves: Dose, Otimização e Qualidade de Imagem.

ABSTRACT

The challenge for professional physicists, doctors and technicians is to identify the limits of acceptable image quality of the procedures to minimize the radiation dose to patients subjected. In this paper, the proposed optimization of the protocols provided by manufacturers of equipment for computed tomography (CT), was made by reducing the transportable load (mAs) suggested by the manufacturers. The proposed new mAs, or optimized, were found by the intersection of two curves, which correlate dose levels ($CTDI_{Vol, Exp}$) and average standard deviation (ASD), plotted on the y axis, with the mAs, the x-axis. Two protocols were optimized skull, named 1 \parallel and 2 \parallel . For protocol 1 \parallel original, but 380, the ASD was 3.46, the $CTDI_{Vol, Exp}$ was 40.97, the SNR was 4.0. For protocol 1 \parallel optimized for 367 mAs, the ASD was 3.52, the $CTDI_{Vol, Exp}$ was 38.57, the SNR was 4.0. For protocol 2 \parallel original, but 190, the ASD was 5.48, the $CTDI_{Vol, Exp}$ was 20.04, the SNR was 2.4. For protocol 2 \parallel optimized for 178 mAs, the ASD was 5.80, the $CTDI_{Vol, Exp}$ was 18.66, the SNR was 2.5. The SRLC phantom was displayed on four holes and was 12pl/cm HCSR, both for all images. For each protocol, could be a considerable dose reduction without loss of image quality.

Keyword: Dose, Otimization and Image Quality.

2 Metodologia

Parte 1: Especificação dos equipamentos e materiais.

A Tabela 1 apresenta os dispositivos empregados na realização do controle de qualidade dos equipamentos e medidas de dose de radiação.

Tabela 1: Equipamentos e materiais utilizados para as medições das grandezas e verificação da qualidade da imagem.

Especificação	Marca	Modelo	Material	Finalidade
Phantom de crânio	-	-	PMMA**	Dosimetria
Phantom de corpo	-	-	PMMA**	Dosimetria
Phantom*	GE	-	poliestireno	Qualidade da imagem
Phantom de água***	Siemens	-	-	Qualidade da imagem
Câmara de ionização (tipo lápis)	Radcal Corporation	10X5-3CT	-	Coleta de íons negativos
Eletrômetro	Radcal Corporation	9015	-	Obtenção quantitativa dos valores das grandezas.

Fonte: Manual específico de cada material.

* Este phantom foi usado para avaliar a REBC, REAC e RSR para os dois equipamentos de TC.

** Polimetil-Metacrilato, um polímero de plástico comercialmente disponível.

*** Cada equipamento possui o seu “phantom” de água.

Parte 2: Especificações dos protocolos originais do equipamento de múltiplas secções.

A Tabela 2 apresenta, para o equipamento de múltiplas secções estudado, os protocolos originais estabelecidos pelo fabricante para exames de crânio.

Tabela 2: Informações dos protocolos originais disponibilizados pelo equipamento.

Nomenclatura	Equipamento	Protocolo			
1	Siemens múltiplas secções (64) – Somatom Sensation	kV	120	Exame	Adulto / crânio
		mA	380	Filtro	H31s médium smooth +
		TR	1s	Janela	Base órbita
		mAs	380	FOV	220
		Esp. Rec.	5 mm	Incremento	5 mm

		Aquisição	1×5mm	Modo	Sequencial
		CareDose*	-	Rendimento	0,16 mGy/mAs
Nomenclatura	Equipamento	Protocolo			
2	Siemens múltiplas secções (64) – Somatom Sensation	kV	120	Exame	Criança / crânio
		mA	190	Filtro	C20s smooth
		TR	1s	Janela	Baby Brain
		mAs	190	Incremento	5mm
		Esp. Rec.	5 mm	FOV	180
		Aquisição	1×5	Modo	Sequencial
		CareDose*	-	Rendimento	0,16 mGy/mAs

* O CareDose foi desabilitado durante as medidas.

Parte 3: Método utilizado para otimizar o mAs de cada protocolo.

Cada mAs original, de cada protocolo, foi diminuído 4 vezes a partir do valor original. Por exemplo, o mA de um protocolo original de crânio é 380 e tempo de 1s, reduzindo este valor 4 vezes em um intervalo de 10 em 10 unidades temos, (380, 370, 360, 350, 340). Para cada valor de mAs diminuído, de cada protocolo, valores de índices de dose de TC ($IDTC_{100,PMMA,C}$, $IDTC_{100,PMMA,B}$, média de 5 leituras realizadas no “phantom” PMMA, $IDTC_P$ e $IDTC_{vol,Exp}$), Figura 1, e a média do desvio padrão (MDP), média de 5 leituras no “phantom” de água, Figura 2, foram obtidos. Para cada protocolo, original e otimizado, a MDP foi obtida pela média de 5 valores de desvios padrões médios (R2, R3, R4, R5 e região central) no “phantom” de água específico do equipamento, centralizado no isocentro. Cinco (5) círculos, de aproximadamente $5cm^2$, foram posicionados no centro das imagens do “phantom” de água para garantir uma amostra mais significativa do ruído em cada imagem e não somente na região central como prescreve a Norma RE 1016 da ANVISA. Níveis Relativos de dose ($IDTC_{vol}$ experimentais) e Níveis Relativos da MDP foram calculados pela divisão de cada valor medido, de cada protocolo, pelo maior valor. Os valores, de ambos os níveis, foram colocados no mesmo eixo (y) em função do mAs, eixo (x). As duas curvas (com aproximações linear e exponencial decrescente) obtidas, para cada protocolo, se interceptavam em um ponto comum, tal ponto, foi considerado como mAs otimizado. Os valores dos pontos experimentais foram aproximados por curvas lineares (correlacionando $mAs \times IDTC_{vol}$) e exponencial decrescente (correlacionando $mAs \times ruído$) As imagens de cada protocolo, com mAs originais e mAs otimizados, foram comparadas por análises objetiva (quantitativamente). O “phantom” de dose que simula a cabeça (crânio e face) de um paciente foi posicionado sobre o mesmo suporte, de cada equipamento, utilizado rotineiramente na realização de exames do crânio.

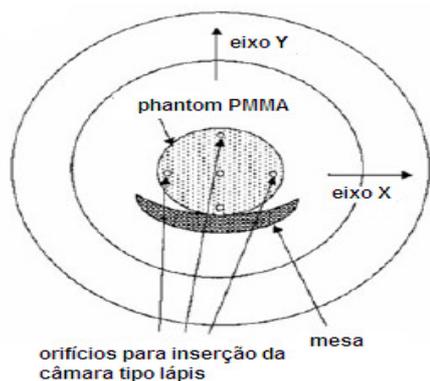


Figura 1: Ilustração do phantom utilizado para a realização das medidas de $IDTC_{100,PMMA}$.

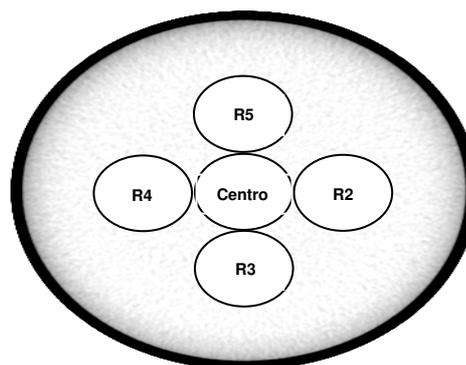


Figura 2: Valores da Média do Desvio Padrão (MDP) obtidos com um phantom de água.

Parte 4: Valores experimentais da MDP, média dos números de TC (MNTC) e níveis relativos da média do desvio padrão (NRMDP).

Na tabela 3, estão expostos os valores dos desvios padrões (DP), da MDP nas 5 posições sobre o “phantom” de água, a média dos números de TC (MNTC), e os níveis relativos da média do desvio padrão (NRMDP) encontrados nos protocolos de TC do crânio.

Tabela 3: Medidas experimentais realizadas no phantom de água.

Área = 5cm ² = 3276 pixels / FOV de aquisição = 200 mm														
mAs/E/I	*	»	»	»	»	»	»	»	»	»	*	**	***	
	Centro	DP	R2	DP	R3	DP	R4	DP	R5	DP	MNTC	MDP	NRMDP	
380/5/5	2,8	3,6	2,7	3,4	3	3,5	2,8	3,4	2,9	3,4	2,84	3,460924732	0,95000	
370/5/5	3,1	3,7	2,8	3,5	2,8	3,4	2,8	3,7	2,9	3,4	2,88	3,542597917	0,97242	
360/5/5	2,7	3,7	2,8	3,5	2,8	3,5	2,8	3,5	2,7	3,5	2,76	3,540903839	0,97195	
350/5/5	2,8	3,6	2,8	3,7	2,5	3,5	2,7	3,7	2,8	3,5	2,72	3,60111094	0,98848	
340/5/5	2,7	3,6	2,7	3,6	2,6	3,4	2,9	3,8	2,7	3,8	2,72	3,643075624	1,00000	
Área=4,99 cm ² = 4034 pixels / FOV= 180 mm														
mAs/E/I	*	»	»	»	»	»	»	»	»	»	*	**	***	
	Centro	DP	R2	DP	R3	DP	R4	DP	R5	DP	MNTC	MDP	NRMDP	
190/5/5	1,7	5,7	1,6	5,4	1,8	5,4	1,6	5,7	1,6	5,2	1,66	5,483429584	0,89009208	
180/5/5	1,5	6,1	1,5	5,8	1,4	5,6	1,4	5,7	1,4	5,8	1,44	5,802413291	0,94187078	
170/5/5	1,5	5,8	1,7	5,7	1,7	5,7	1,6	5,7	1,3	5,7	1,56	5,720139858	0,96098063	

2	160/5/5	1,6	6	1,3	6	1,6	6	1,3	6,3	1,5	6,1	1,46	6,081118318	0,98712182
	150/5/5	1,1	6,1	1,4	6,3	1,3	6,1	1,4	6,1	1,8	6,2	1,40	6,160519459	1,00000000

*NTC médio; ² desvio padrão médio; ³ NTC médio; ⁴ média do NTC; ⁵ média do desvio padrão,

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n}}; \text{*** nível relativo da média do desvio padrão.}$$

Parte 5: Valores experimentais de dose , IDTC_{100,PMMA}, IDTC_P e IDTC_{vol,Exp}.

Na tabela 4, estão expostos os valores de dose experimentais encontrados nos protocolos de TC do crânio.

Tabela 4: Valores experimentais das grandezas de dose utilizadas em TC.

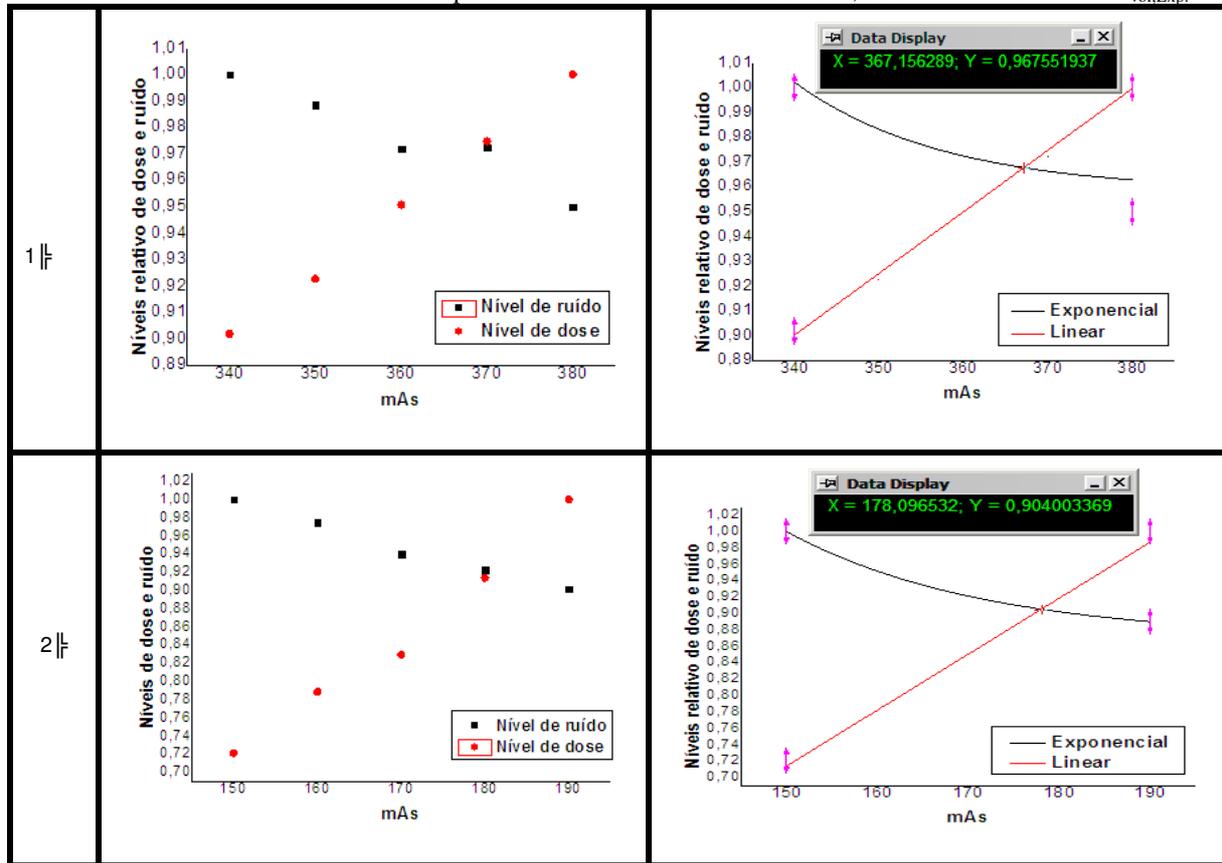
	*	**	***	****	*****	*****
	mAs/E/I	IDTC _{100,PMMA,C}	IDTC _{100,PMMA,B}	IDTC _P	IDTC _{vol,Exp}	NRIDTC _{vol,Exp}
1	380/5/5	39,23400	41,83920	40,97	40,97	1,00000
	370/5/5	38,18880	40,79400	39,93	39,93	0,97462
	360/5/5	37,44000	39,70200	38,95	38,95	0,95070
	350/5/5	36,27000	38,57100	37,80	37,80	0,92263
	340/5/5	35,49000	37,67400	36,95	36,95	0,90188
	*	**	***	****	*****	*****
	mAs/E/I	IDTC _{100,PMMA,C}	IDTC _{100,PMMA,B}	IDTC _P	IDTC _{vol,Exp}	NRIDTC _{vol,Exp}
2	190/5/5	19,531200	19,77300	19,69	19,69	1,00000
	180/5/5	18,53280	17,71770	17,98	17,99	0,91366
	170/5/5	17,34720	15,82230	16,33	16,33	0,82936
	160/5/5	16,52040	15,03840	15,53	15,53	0,78873
	150/5/5	15,11172	13,74360	14,19	14,20	0,72118

* mAs, espessura e incremento; ** IDTC_{100,PMMA} medido no centro do phantom PMMA; *** IDTC_{100,PMMA} médio medidos nas bordas (3, 6, 9, 12 horas); **** IDTC ponderado; *****IDTC_{vol} Experimental; *****Nível relativo de IDTC_{vol} Experimental .

Parte 6: Confeção dos gráficos.

Os gráficos a seguir, Tabela 4, foram confeccionados a partir dos níveis relativos de $IDTC_{Vol,Exp}$ e da MDP das Tabelas 2 e 3, respectivamente.

Tabela 4: Gráficos confeccionados a partir dos valores dos mAs reduzidos, dos NRMDP e NRIDTC_{Vol,Exp}.



Parte 7: Comparação dos valores quantitativos.

A partir dos gráficos plotados (coluna da direita) encontrou-se o mAs otimizado. Tais valores foram comparados em relação aos valores do mAs original, em termos da resolução espacial de baixo contraste (REBC), da MDP, da relação sinal ruído (RSR), da resolução espacial de alto contraste (REAC) e do índice de dose ($IDTC_{Vol,Exp}$), respectivamente, Tabelas 5 e 6.

Tabela 5: Comparação quantitativa dos protocolos originais e otimizados.

	mAs original					mAs otimizado				
	*	**	***	****	*****	*	**	***	****	*****
	REBC	MDP	RSR	REAC	$IDTC_{Vol, Exp}$	REBC	MDP	RSR	REAC	$IDTC_{Vol, Exp}$

1	4	3,46	4,0	12	46,25	4	3,52	4,0	12	44,66
2	4	5,48	2,4	12	23,12	4	5,80	2,5	12	21,66

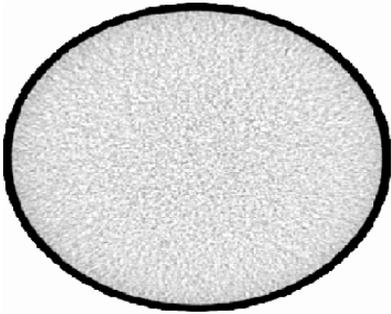
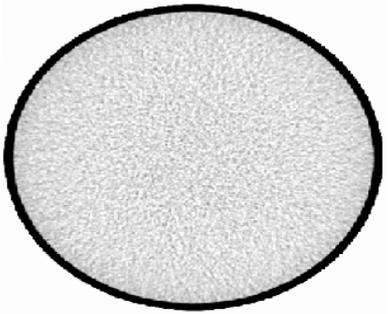
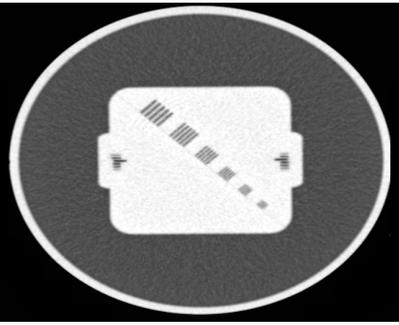
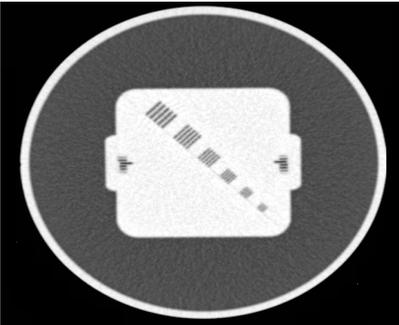
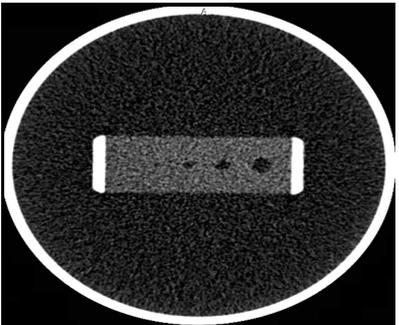
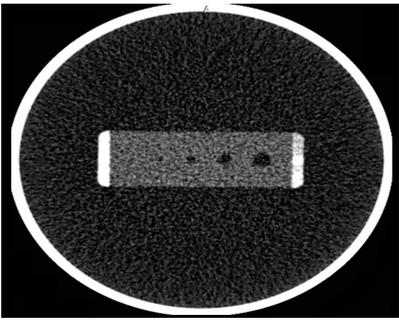
*Resolução Espacial de Baixo Contraste, ** Média do Desvio Padrão, *** Relação Sinal Ruído, **** Resolução Espacial de Alto Contraste, ***** Índice de Dose Volumétrica em Tomografia Computadorizada.

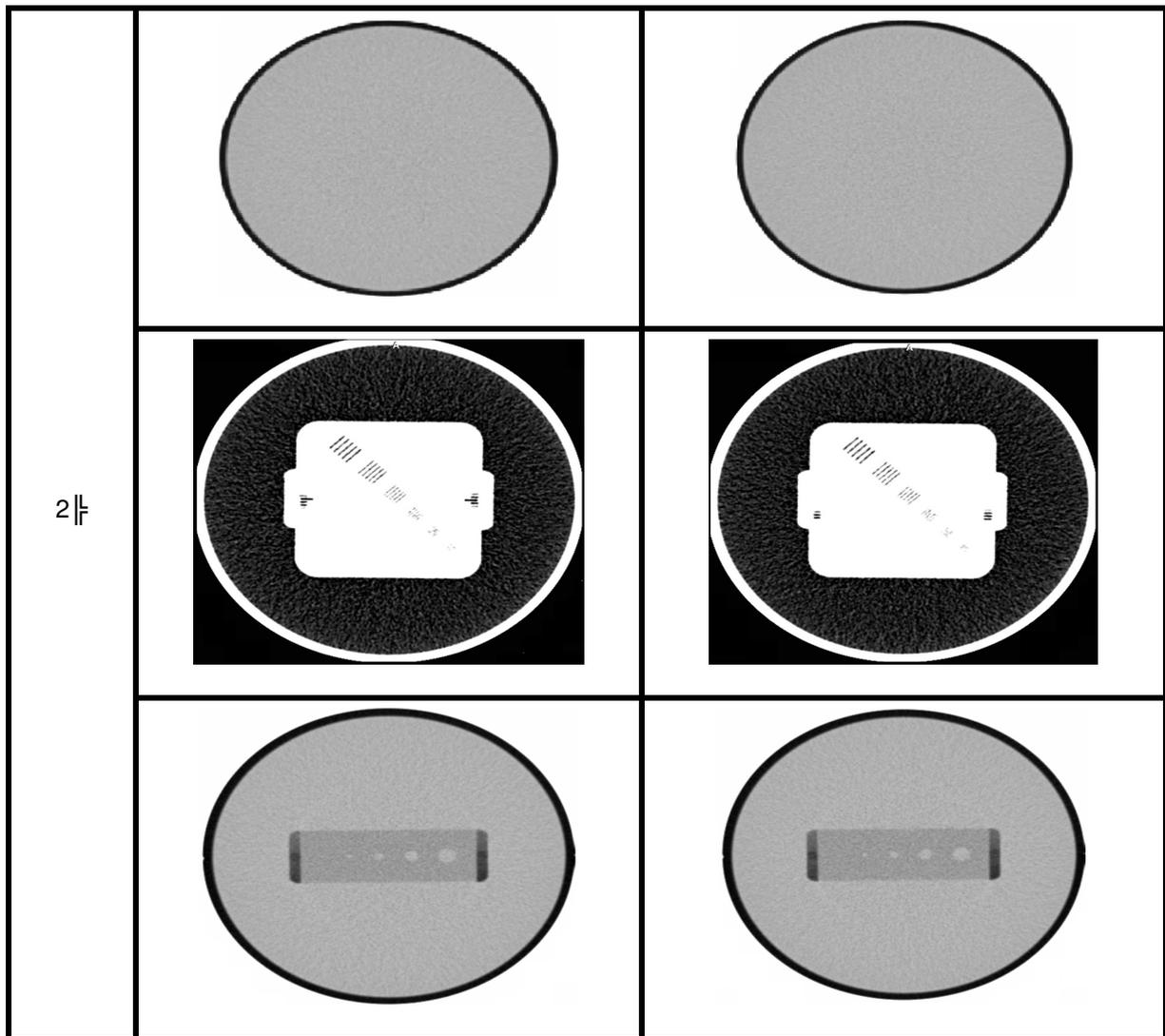
OBS: A RSR foi calculada pela seguinte fórmula: $RSR = \frac{\text{signal}}{\text{ruído}} = \frac{NTC}{\sigma} = \frac{|NTC_{\text{água}} - NTC_{\text{poliestireno}}|}{\sqrt{\sigma_{\text{água}}^2 + \sigma_{\text{poliestireno}}^2}}$.

Parte 8: Comparação qualitativa.

Na Tabela 6, estão expostas as imagens para fins de comparação.

Tabela 6: Imagens representativas realizadas com os protocolos originais e otimizados.

	mAs original	mAs otimizado
		
1		
		



3 Conclusão

Pode-se concluir que a técnica utilizada para a redução de dose nos dois protocolos de crânio de TC, através da otimização do mAs, fornece valores satisfatórios e confiáveis, como comprovam as imagens realizadas. Embora haja um aumento normal no ruído da imagem, com a diminuição do mAs, este pequeno aumento não influencia a qualidade da imagem final.

Embora tais valores de redução de dose sejam pequenos, qualquer diminuição da dose é importante, tendo em vista que há um crescente aumento, na maioria dos hospitais e clínicas, das solicitações de exames de TC muitas vezes com justificativas não condizentes. Os novos equipamentos de TC de múltiplas secções, por proporcionarem exames mais rápidos e de melhor qualidade pela utilização de secções mais finas normalmente exigem uma maior dose de radiação submetida aos pacientes.

4 Referências

BUSHBERG, J. T. **The essential physics of medical imaging**. Califórnia, 2 ed. 2002.

BRENNER, D. J. et al. **Estimated risks of radiation induced fatal cancer from pediatric CT**. V. 176, p. 289-296, 2000.

BRODY, A. S. et al. **Radiation risk to children from computed tomography**. V. 120, n. 3, p. 677-682, 2007.
GE, **Manual de instruções de uso**. 1999.

SPRAWLS, P. **CT Image Details and Noise**. Atlanta. 1992. V. 12, p. 1041-1046.

SIEMENS. **Technical Specification Somatom Sensation**, 2010.

VOCK, P. **CT dose reduction in children**. Switzerland, V. 15, p. 2330-2340, 2005.

5 ANEXO A: Abreviaturas

DP = Desvio Padrão.

E = Espessura

FOV = Field of View (campo de visão)

MDP = Média do Desvio Padrão.

mAs = miliamperagem versus segundo.

NRIDTC_{vol,Exp} = Nível Relativo do Índice de Dose Volumétrico em Tomografia Computadorizada medida Experimentalmente.

IDTC_{Vol,Exp} = Índice de Dose Volumétrica em Tomografia Computadorizada medida experimentalmente.

IDTC_{100,PMMA,C} = Índice de Dose em Tomografia Computadorizada medida no centro de um phantom de polimetilmetacrilato com uma câmara de 100mm.

IDTC_{100,PMMA,B} = Índice de Dose em Tomografia Computadorizada medida na borda de um phantom de polimetilmetacrilato com uma câmara de 100mm.

IDTC_P = Índice de Dose Ponderada em Tomografia Computadorizada.

REBC = Resolução Espacial de Baixo Contraste.

REAC = Resolução Espacial de Alto Contraste.

RSR = Relação Sinal Ruído.

Pl/cm = Pares de Linha por centímetro.

TC = Tomografia Computadorizada.

TR = tempo de rotação