



COPPE/UFRJ

ESTUDO DA QUALIDADE DA IMAGEM E ÍNDICES DE DOSE EM TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA

Fernando Mecca Augusto

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Ciências em Engenharia Nuclear.

Orientador(es): Ricardo Tadeu Lopes

Rio de Janeiro

Maio de 2009

ESTUDO DA QUALIDADE DA IMAGEM E ÍNDICES DE DOSE EM TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA

Fernando Mecca Augusto

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Aprovada por:

Prof. Ricardo Tadeu Lopes, D.Sc.

Prof. Delson Braz, D.Sc

Dra. Simone Kodlulovich, D.Sc

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL
MAIO DE 2009

AUGUSTO, FERNANDO MECCA

Estudo da qualidade da imagem e índices de dose em tomografia computadorizada / Fernando Mecca Augusto – Rio de Janeiro Rio: UFRJ/COPPE, 2009.

XI, 61 p.: Il; 29,7 cm.

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2009.

Referencias Bibliográficas: p.58-61

1.Tomografia computadorizada. 2.Qualidade da imagem. 3. Dosimetria. 3. Controle de Qualidade. I. Lopes, Ricardo Tadeu II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

Resumo da Dissertação apresentada à UFRJ/COPPE como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.).

ESTUDO DA QUALIDADE DA IMAGEM E ÍNDICES DE DOSE EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Fernando Mecca Augusto

Maio/2009

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Programa: Engenharia Nuclear

O objetivo deste trabalho é avaliar os índices de doses e a qualidade da imagem em dezessete tomógrafos computadorizados instalados na cidade do Rio de Janeiro. Para avaliação da qualidade da imagem foi utilizado o fantoma do Colégio Americano de Radiologia (ACR) (Gammex, 464). Os seguintes parâmetros foram avaliados de acordo com o manual de procedimentos do fantoma ACR: calibração do número de TC, exatidão da espessura de corte, resolução de alto e baixo contraste, uniformidade, ruído e artefatos. Somente um TC foi aprovado no teste de exatidão do número de TC. Resolução de baixo contraste e uniformidade não foram atendidos por dois equipamentos. Não foi verificada conformidade dos equipamentos quanto aos critérios de resolução de alto contraste (16%) e espessura de corte (11%). O ruído, expresso como o desvio padrão medido no centro da imagem do fantoma para um protocolo de abdômen adulto variou de 2.8 a 9.5 (o ACR não estabelece valores limites para este parâmetro). Cabe destacar que alguns parâmetros reprovados nos testes são essenciais para a acurácia do diagnóstico. Para o protocolo de cabeça os valores de $CTDI_{100,VOL}$ variaram entre 9 e 109 mGy e DLP de 160 a 2000 mGy cm. Valores para o protocolo de abdômen variaram entre $CTDI_{100,VOL}$ 8 e 94 mGy e DLP de 180 to 3700 mGy cm para adultos e $CTDI_{100,VOL}$ de 3 a 54 mGy e DLP from 46 a 1300 mGy cm para protocolo pediátrico. Valores similares foram encontrados para o protocolo de tórax alta resolução. Os resultados encontrados são compatíveis com os descritos na literatura indicando um grande potencial para otimização e redução das doses de radiação, especialmente para tomografia pediátrica .

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for degree of Master of Science (M. Sc.).

SURVEY OF IMAGE QUALITY AND PATIENT DOSE FOR COMPUTED TOMOGRAPHY

Fernando Mecca Augusto

May/2009

Advisor: Ricardo Tadeu Lopes

Department: Nuclear Engineering

The aim of this work is to evaluate the dose index and the image quality in seventeen computed tomography scanners installed in radiology departments at the city of Rio de Janeiro. The American College of Radiology (ACR) accreditation phantom (Gammex, 464) was used for the image quality evaluation. The following parameters were investigated according to the procedure manual of the ACR phantom: CT number calibration, exactitude of the slice thickness, low and high contrast resolution, uniformity, noise and artifacts. Despite of the CT number accuracy, only one scanner passed in the test. The low contrast resolution and the uniformity criteria weren't accomplished in two different scanners. The conformity for the criteria established for slice width and high contrast was not verified in 16% and 11 % of the equipments respectively. The noise, expressed as a standard deviation measured in the center of the image in an adult abdomen protocol, ranged from 2.8 to 9.5. The ACR criteria of the accreditation program were not accomplished in the sample evaluated. Some parameters failed are essential to assure the diagnostic accuracy. For the head scans $CTDI_{100,VOL}$ values varied between 9 and 109 mGy and the DLP from 160 to 2000 mGy cm for adults. Values for abdomen scans varied between 8 and 94 mGy and the DLP from 180 to 3700 mGy cm for adults, and $CTDI_{100,VOL}$ from 3 to 54 mGy and DLP from 46 to 1300 mGy cm for children. Similar ranges were found for hi-resolution chest scans. These results are compatibles with those from reported literature and indicate a large potential for optimization and dose reduction, specially in pediatric patients.

Sumário

1 – Introdução	1
1.1 Expansão da Tomografia Computadorizada e as Doses de Radiação	1
2 - Fundamentos Teóricos	4
2.1 Aspectos físicos da Tomografia Computadorizada.....	4
2.1.1 Formação da imagem em Tomografia Computadorizada	4
2.1.2.1 Aquisição de Dados	4
2.1.2.2 Aquisição	6
2.1.2.3 Reconstrução da Imagem	9
2.1.2.4 Apresentação da Imagem	12
2.1.2.5 Janela em TC.....	13
2.2 Qualidade da Imagem em Tomografia Computadorizada	14
2.2.1 Resolução Espacial de Alto Contraste.....	14
2.2.2 Resolução de Baixo Contraste	15
2.2.3 Uniformidade do NÚMERO DE de TC.....	16
2.2.3 Exatidão do NÚMERO DE TC	17
2.2.4 Ruído	18
2.2.5 Artefatos.....	19
2.3 Dosimetria Em TC.....	19
2.3.1 Descritores de dose em TC.....	19
2.4 Níveis de Referência.....	23
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	24
3.1 Tomógrafos Avaliados	24
3.2 Instrumentação:	25
3.2.1 Fantoma ACR	25
3.2.2 Conjunto Dosimétrico	25

3.3 Metodologia	26
3.3.1 Avaliação dos Parâmetros de localização e Qualidade da imagem.....	26
3.3.2 Avaliação dos Índices de Dose de Radiação.....	30
3.4 Avaliação das Incertezas	31
4- Resultados e discussões	33
4.1 – Avaliação dos Parâmetros de Localização e da qualidade da imagem.	33
4.1.1 – Avaliação dos Parâmetros de Localização	33
4.1.2 – Avaliação da Qualidade da imagem	33
4.1.3– Avaliação dos Índices de Dose.....	41
4.1.4 Avaliação da Influência da idade do tomógrafo no índice de dose	54
5 – Conclusão	56
Referências Bibliográficas	58

Lista de Figuras

Figura 2.1 a) aquisição axial; b) aquisição volumétrica helicoidal/espiral	5
Figura 2.2 a) representação dos múltiplos detectores para MSCT; b) representação da fileira única de detectores em SSCT	5
Figura 2.3 Demonstração de tipos de projeção em TC e do que é um “raio”.	6
Figura 2.4 Representação da passagem do raio através dos distintos materiais de uma seção de corte.	7
Figura 2.5 Coeficientes de atenuação linear $\mu(x,y)$ para um ângulo θ	8
Figura 2.6 Perfil de atenuação e de intensidade para um determinado ângulo.	9
Figura 2.7 Matriz de imagem em TC.....	10
Figura 2.8 método de reconstrução da imagem conhecido como retroprojeção.....	11
Figura 2.9 Representação do método de retroprojeção filtrada.....	12
Figura 2.10 Intervalos típicos de números de TC para alguns tecidos.	13
Figura 2.11 Efeito da janela na imagem de TC	14
Figura 2.12 Pares de linhas representando a frequência espacial considerada na análise da resolução espacial de imagens de TC.	15
Figura 2.13 Imagem de objeto de teste para avaliação de baixo contraste.	16
Figura 2.14 imagem do objeto de teste para determinação da homogeneidade do número de TC.....	17
Figura 2.15 Imagem do objeto de teste para avaliação da exatidão do número de TC.	17
Figura 2.16 Região de interesse para avaliação do ruído em TC.....	18
Figura 2.17 Curvas de isodose para uma projeção radiográfica e uma projeção de TC.	20
Figura. 2.18 Representação de uma câmara de ionização no centro do gantry e o respectivo perfil de dose	21
Figura 2.19 Perfil de dose para o cálculo de $CTDI_{100,ar}$	21
Figura 3.1 Fantoma Gammex 464	25

Figura 3.2: Posicionamento e alinhamento do fantoma ACR (a) e (b). Em (c) verificação dos 4 BBs	27
Figura 3.3: Regiões de interesse (ROI) para cada material e imagens das projeções das rampas para determinação da espessura de corte.....	28
Figura 3.4: a) representação dos cilindros de diferentes diâmetros distribuídos no módulo 2. b) imagem do módulo 2 com os ROIs desenhados em amarelo.....	29
Figuras 3.5 a) Posicionamento dos ROIs para medida de uniformidade do número de CT e exatidão da distância no módulo 3.b) avaliação do indicador de distancia.	29
Figura 3.6: Representação do Módulo 4 com os oito conjuntos de padrão de barras: 4,5,6,7,8,9,10 e 12 pl/mm b) Imagem do módulo 4 com a correta janela para determinação da resolução espacial.....	30
Figura 4.1 Percentual de aprovação dos TCs avaliados nos testes de qualidade da imagem.....	35
Figura 4.2a Distribuição percentual da visibilidade do grupo de cilindros com menor diâmetro utilizando uma técnica de abdômen adulto	37
Figura 4.2b Distribuição percentual da visibilidade do grupo de cilindros com menor diâmetro utilizando uma técnica de crânio.	38
Figura 4.3 Distribuição dos percentuais de ruído encontrados nas imagens e a variância.	40
Figura 4.4 Distribuição do $CTDI_{100,ar}$ para os TCs avaliados	42
Figura 4.5 Distribuição dos valores de $CDTI_{100,W}$ para protocolo de tórax de alta resolução. 1 – UK , 2003 ; 2 – EUR,1999 ; 3- Áustria, 2000.....	43
Figura 4.6 Distribuição dos valores de $CDTI_{100,W}$ para protocolo de abdômen. 1- EUR,1999; 2- UK,2003; 3 – Áustria,2000.....	43
Figura 4.7 Distribuição dos valores de $CDTI_{100,W}$ para protocolo de crânio. 1 – UK,2003; 2 – Áustria,2000; 3- EUR,1999.....	44
Figura 4.8 Amplitude dos valores encontrados para $CTDI_{100,W}$	46
Figura 4.9 Distribuição dos valores de DLP para protocolo de torax alta resolução.	48

Figura 4.10 Distribuição dos valores de DLP para protocolo de abdômen	49
Figura 4.11 Distribuição dos valores de DLP para protocolo de crânio	49
Figura 4.13 Distribuição dos valores de DLP para pacientes adultos e pediátricos..	53
Figura 4.14 Representação da dependência do CTDI 100,w em relação a idade do TC para protocolos de: a) tórax; b) abdomen,; c) crânio; d) abômen pediátrico.....	54
Figura 4.15 Representação da dependência do DLP em relação a idade do TC para protocolos de: a) tórax; b) abdômen; c) crânio; d) abômen pediátrico.....	55

Lista de Tabelas

Tabela 3.1: Apresentação dos Tomógrafos avaliados.....	24
Tabela 3.2 Relação de incertezas associadas à medida de CTDI 100,ar.....	32
Tabela 4.1 Resultados dos testes de qualidade da imagem dos TCs avaliados	34
Tabela 4.2 Dependência do número de TC com a variação da espessura de corte e kVp	36
Tabela 4.3 Diâmetro do menor grupo de cilindros observados para técnica de abdômen adulto e crânio.	37
Tabela 4.4 Nível de ruído, ruído percentual e variância para técnica de abdômen adulto em cada TC avaliado.	39
Tabela 4.5 Valores quantitativos na avaliação de resolução de alto contraste para protocolos de adulto.....	41
Tabela 4.8 Desvio percentual entre os valores médios de CTDI 100,w calculados neste estudo e os níveis de referência internacionais.....	45
Tabela 4.9 Desvio percentual entre quartil da distribuição de CTDI _{100,W} deste estudo e os níveis de referência internacionais.	45
Tabela 4.10 Valores calculados de CTDI 100,vol obtidos em cada tomógrafo para os diferentes protocolos.....	47
Tabela 4.11 NRs estabelecidos em trabalhos internacionais	48
Tabela 4.12 Desvio percentual em relação a média entre NR calculado e tabelado	50
Tabela 4.13 Desvio percentual em relação ao terceiro quartil entre NR calculado e tabelado.....	50
Tabela 4.14 Valores dos índices de dose obtidos para paciente pediátrico	52

CAPÍTULO I

1 – Introdução

1.1 Expansão da Tomografia Computadorizada e as Doses de Radiação

O diagnóstico por imagem tem apresentado evoluções significantes, tanto na tecnologia empregada como na diversidade de aplicações clínicas. Estas inovações trazem desenvolvimento ao departamento de radiologia, possibilitando uma melhoria da qualidade dos serviços médicos oferecidos a população. O grande desafio é a partir do conhecimento de cada modalidade radiológica, otimizar os parâmetros de técnica para obter imagens adequadas ao diagnóstico com a menor dose de radiação, maximizando os benefícios ao paciente (**ICRP 87, 2000**).

Uma das tecnologias que revolucionou a medicina foi a Tomografia Computadorizada (TC). Esta técnica teve sua implementação em 1972 quando G.N. Housfield inventou o primeiro equipamento capaz de reproduzir a imagem de uma seção axial de um objeto de interesse. Este equipamento recebeu o nome de EMI Scanner (**SEERAN, 2008**).

Após a comprovação da aplicabilidade clínica da TC foi verificado um desenvolvimento abrupto desta tecnologia de aquisição de imagens. Em 1974, já havia sessenta tomógrafos em operação para realização de exames de crânio (**BRENNER, 2007**).

Em 1975 foi desenvolvido o primeiro aparelho de TC capaz de realizar a varredura de um corpo inteiro. Este TC utilizava o método de “step and shoot”, ou seja, após cada aquisição de uma fatia do objeto a mesa era deslocada para a nova posição de interesse e outra aquisição era realizada. Este deslocamento de mesa tornava o tempo de exame muito longo além de possíveis perdas de informações das estruturas localizadas entre as varreduras (**GIRALDO, 2008**).

Em 1989, W. A. Kalender e P. Vock realizaram o primeiro estudo com a TC helicoidal. Esta tecnologia permitiu a aquisição de dados com deslocamento contínuo da mesa, possibilitando o estudo aquisição de volume sem perda de informações **(GERALD, 2005)**.

O primeiro aparelho de TC capaz de realizar a aquisição de mais de um corte por rotação passou a ser comercializado em 1998. Este modelo, capaz de realizar a aquisição de quatro cortes por rotação, foi denominado Tomógrafo Computadorizado de Multi-Cortes. (MSCT – Multi Slice Computed Tomography). No entanto, deve-se observar que em 1992 a fabricante Elcinte já havia apresentado ao mundo o TWIN, equipamento capaz de realizar dois cortes por rotação **(KALENDER, 1995)**.

Após a introdução do MSCT os fabricantes se concentraram em aumentar a capacidade de aquisição por corte destes equipamentos. Foram desenvolvidos tomógrafos para aquisição de 16 e 64 cortes por rotação. Atualmente já existe um protótipo de 256 cortes por rotação **(DALRIMPLE, 2007)**.

Este desenvolvimento permitiu ampliar as aplicações clínicas em especial para exames de órgãos cujo movimento involuntário causava artefatos na imagem, como o caso dos estudos cardíacos, angiografias, TC por fluoroscopia entre outros.

Apesar dos benefícios, existe uma preocupação crescente com as doses de radiação ao paciente neste tipo de procedimento. Em 2000 o Comitê Científico das Nações Unidas sobre Efeitos da Radiação Atômica - UNSCEAR (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation) publicou que aproximadamente 93 milhões de exames são realizados anualmente, correspondendo a uma taxa de 57 exames por 1000 pessoas. Este estudo também concluiu que a TC representa aproximadamente 5% de todos os exames realizados com raios X no mundo e que contribui com 34% da dose de radiação coletiva na população mundial **(UNSCAR, 2000)**.

Estudos realizados no Leste da Inglaterra concluíram que a MSCT aumentou em 35% a dose efetiva de radiação em relação à TC de corte único (SSCT – Single Slice Computed Tomography) **(YATES, 2004) (ICRP 102, 2007)**.

As diferenças nos fatores de técnica utilizados nos exames podem trazer variações de até 40 vezes na dose de radiação empregada (**SHRIMP TOM, 2005**). Entre estes fatores estão: espessura de corte, volume irradiado, corrente, tempo de rotação e tensão aplicada ao tubo.

Verifica-se que em muitos serviços protocolos de adultos são utilizados para pacientes pediátricos ou ainda define-se um protocolo para criança que inclui desde pacientes com zero até 15 anos de idade. Esta ampla faixa etária resulta em doses excessivamente altas. Deve-se considerar que a radiosensibilidade e a expectativa de vida para pacientes pediátricos são maiores, requerendo maior atenção a estes pacientes (**LINTON, 2003**).

No último censo realizado em 2005 no Brasil, foi verificado que existem 1540 tomógrafos no país, sendo que 262 equipamentos estão instalados no estado do Rio de Janeiro e 149 estão em funcionamento na Capital (**IBGE, 2005**).

Apesar deste grande número de tomógrafos instalados no país, não são realizados estudos sistemáticos de qualidade da imagem e doses de radiação empregadas neste procedimento radiológico.

O objetivo deste trabalho foi avaliar a qualidade da imagem de uma amostra de tomógrafos computadorizados e estimar os índices de dose para os principais exames de rotina.

CAPÍTULO II

2 - Fundamentos Teóricos

2.1 Aspectos físicos da Tomografia Computadorizada

2.1.1 Formação da imagem em Tomografia Computadorizada

Tanto na radiografia convencional quanto na tomografia computadorizada, os raios X atravessam o paciente e são absorvidos de diferentes formas pelos tecidos que compõem o corpo humano. As diferenças de atenuação são registradas no filme radiográfico ou por detectores para obtenção de imagens digitais. O processo de formação da imagem em TC pode ser dividido em três etapas: Aquisição de dados, reconstrução e apresentação da imagem (**KALENDER, 2005**).

2.1.2.1 Aquisição de Dados

No processo de aquisição, são coletados dados de forma sistemática do paciente para a produção da imagem. Existem basicamente dois métodos de aquisição de dados, a aquisição axial e a aquisição volumétrica (Figura 2.1) (**BUSHBERG, 2001**).

Na aquisição axial, o tubo de raios X gira ao redor do paciente e os dados do primeiro corte são coletados. Em seguida, o movimento do tubo é cessado e a mesa é deslocada para a posição do próximo corte. O segundo corte é adquirido. Este é um processo contínuo até que toda a região de interesse seja irradiada.

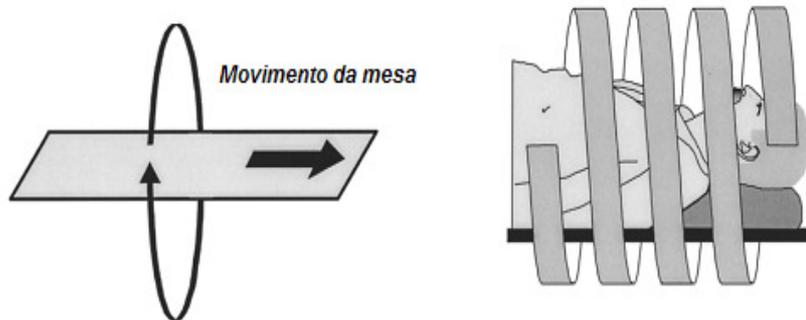


Figura 2.1 a) aquisição axial; b) aquisição volumétrica helicoidal/espiral

Na aquisição volumétrica (Figura 2.1 b) é utilizada uma geometria helicoidal ou espiral. O tubo de raios X gira de maneira contínua simultaneamente com o deslocamento da mesa (**BRINK, 1994**). Este método que forma uma imagem por rotação do tubo é conhecido tomografia espiral/helicoidal de corte único (SSCT). Para aumentar o volume de cobertura foi incorporada a tecnologia de cortes múltiplos (MSCT), onde vários cortes simultâneos são adquiridos para cada rotação do tubo de raios X (Figura 2.2).

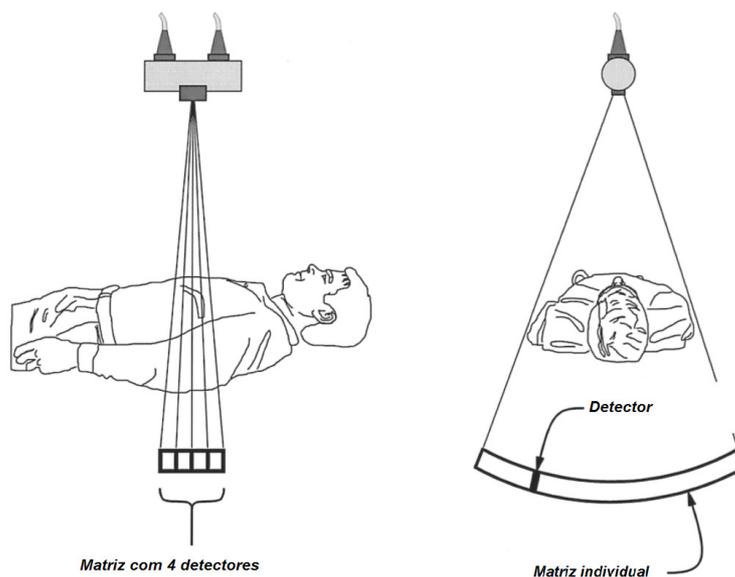


Figura 2.2 a) representação dos múltiplos detectores para MSCT; b) representação da fileira única de detectores em SSCT

2.1.2.2 Aquisição

Após atravessarem o paciente que está posicionado no centro de varredura, os fótons atingem um conjunto de detectores diametralmente opostos ao tubo de raios X. Os detectores recebem individualmente apenas a projeção da seção em estudo de um determinado ângulo.

Um “raio” em TC é uma estreita parte do feixe de raios X que emerge do ponto focal e intercepta um único elemento detector (Figura 2.3).

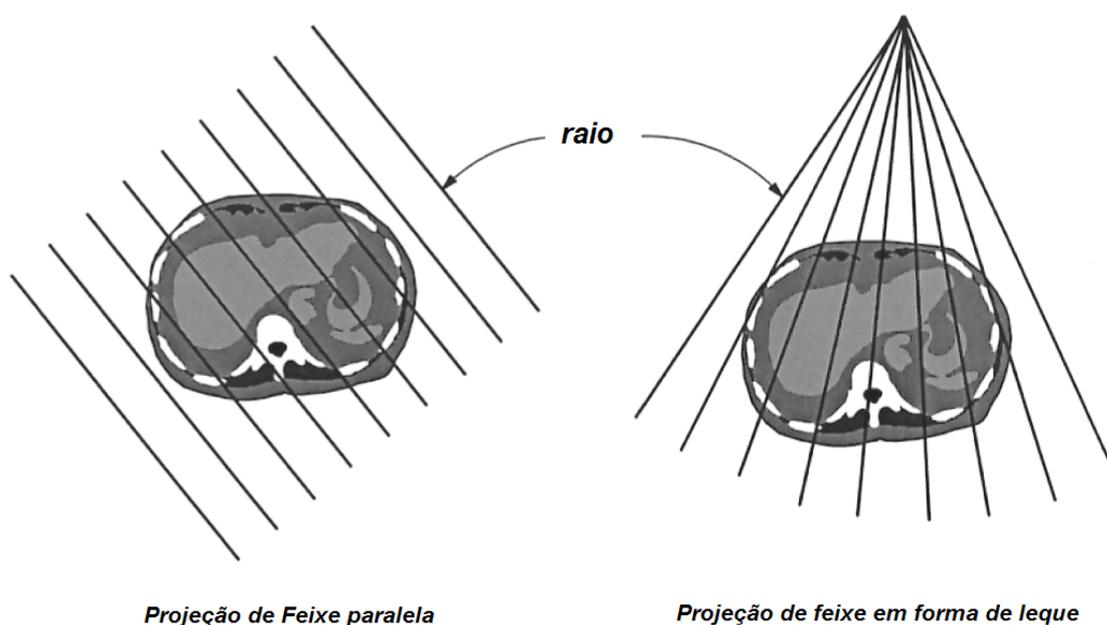


Figura 2.3 demonstração de tipos de projeção em TC e do que é um “raio”.

A leitura do sinal do detector é proporcional à intensidade do raio, portanto o sinal gerado no detector é uma medida da atenuação do feixe ao longo do caminho percorrido por ele. Ao atravessar um corpo, o raio é atenuado exponencialmente. A determinação da atenuação ao longo do caminho percorrido pelo raio em diferentes ângulos é a base para reconstruir uma imagem da fatia do tecido.

A atenuação depende da densidade atômica efetiva (átomos/volume), do número atômico Z do absorvedor e da energia do fóton. A equação que descreve a atenuação exponencial é dada por:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

Equação 2.1

onde I é a intensidade transmitida, I_0 é a intensidade inicial, x é a espessura do objeto e μ (cm^{-1}) é o coeficiente de atenuação linear. Para determinar o valor de μ pode-se escrever:

$$\mu = \left(\frac{l}{x}\right) \times \left(\ln \frac{I_0}{I}\right)$$

Equação 2.2

Como os valores de I e I_0 são medidos pelos detectores e x também é conhecido, pode-se determinar o valor de μ . O coeficiente de atenuação linear μ descreve o quanto este material atenua a intensidade de um feixe de raios X por unidade de comprimento.

Sendo o corpo humano constituído de vários materiais, para construir um corte ou fatia do objeto é necessário mapear o coeficiente de atenuação linear de cada material que compõe a seção de corte. A seção de corte é dividida em pequenas regiões de mesmo comprimento X , ao longo do caminho percorrido pelo raio, cada um caracterizado pelo seu coeficiente médio de atenuação linear, como representado na Figura 2.4.

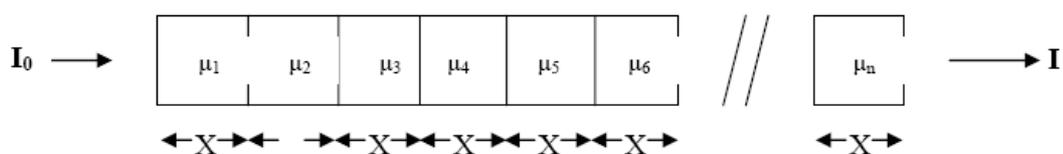


Figura 2.4 Representação da passagem do raio através dos distintos materiais de uma seção de corte.

Os dados da projeção são armazenados no computador e a imagem é reconstruída. O objetivo desta etapa é calcular os coeficientes de atenuação em cada ponto (pixel) no objeto, $\mu(x,y)$, com base nos valores dos coeficientes de atenuação linear através do objeto em direções diferentes. A projeção é dada pela integral de $\mu(x,y)$:

$$I = I_0 e^{\left[-x \sum_{\text{fonte}}^{\text{detector}} \mu(x,y) \right]}$$

Equação 2.3

Tomando-se o logaritmo, a equação 2.3 pode ser linearizada para gerar as equações integrais da forma:

$$T_\theta(x) = \ln \frac{I}{I_0}$$

$$\ln \frac{I}{I_0} = -X \sum_{\text{fonte}}^{\text{detector}} \mu(x,y)$$

Equação 2.4

onde $T_\theta(x)$ é a transmissão do raios X num ângulo θ , sendo uma medida da absorção total ao longo de uma linha reta (Figura 2.5).

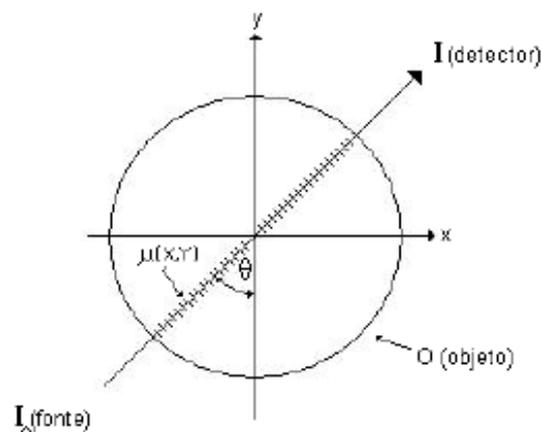


Figura 2.5 Coeficientes de atenuação linear $\mu(x,y)$ para um ângulo θ .

$T_\theta(x)$ é referido como o raio soma, a integral dos $\mu(x,y)$, que é a soma de todos os coeficientes de atenuação ao longo da linha no plano XY. Portanto, para obter os valores de cada pixel é necessário determinar os coeficientes de atenuação em cada ponto no objeto, $\mu(x,y)$, a partir dos raios soma em todos os ângulos nos quais obtiveram-se dados.

Uma projeção é composta por um conjunto de medidas de atenuação dos raios, denominado perfil de atenuação (Figura 2.6). Para produzir a imagem é necessário um conjunto de perfis de atenuação obtidos em diferentes ângulos de projeção. Durante a rotação do tubo de raios x em torno da seção do corpo, as leituras dos detectores são registradas em intervalos fixos de tempo. O ângulo mínimo de varredura necessário para obter a imagem através do mapeamento dos coeficientes lineares de atenuação da seção é de 180°. O número total de medições de atenuação durante a varredura de corte é dado pelo produto de número de projeções e o número de raios por projeção. Cada imagem requer cerca de 100.000 a 1.000.000 medições, dependendo do modelo do TC e da técnica selecionada (KAK, 2002).

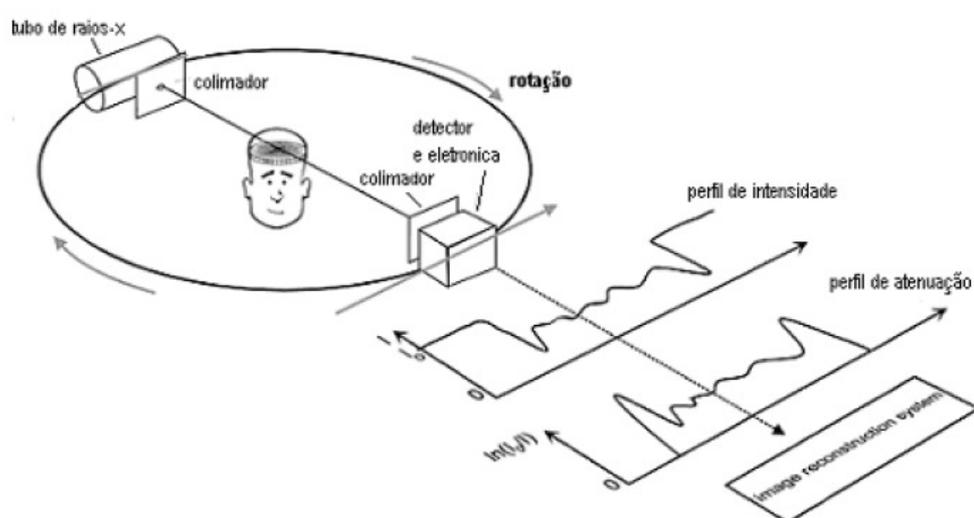


Figura 2.6 Perfil de atenuação e de intensidade para um determinado ângulo.

2.1.2.3 Reconstrução da Imagem

Quando visualizamos uma imagem de TC estamos observando vários elementos de volume (voxels) da fatia de corte reconstruída. Cada voxel é representado na matriz bidimensional (dados brutos da imagem) pelo menor elemento da imagem (pixel), sendo que a altura do voxel é a própria espessura de corte (HSIEH, 2003).

O FOV (Field of View) é definido como o produto do tamanho do pixel pelo tamanho da matriz de reconstrução. Assim, o tamanho do pixel é dado pela razão entre o FOV e a matriz de reconstrução que pode variar entre 512x512 e 1024x1024

dependendo do modelo do TC. Na Figura 2.7 são apresentados uma representação da matriz digital e seus elementos principais.

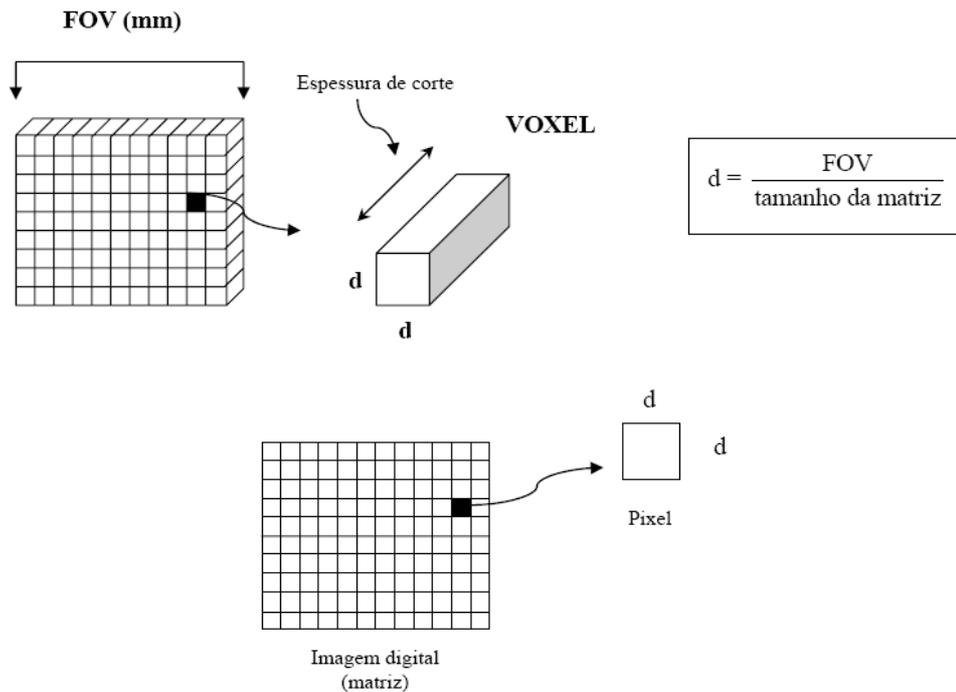


Figura 2.7 Matriz de imagem em TC

Como o coeficiente de atenuação linear (μ) é fortemente dependente da energia não seria possível comparar imagens obtidas em distintos equipamentos com diferentes filtrações e tensões aplicadas ao tubo (kVp). Por isso, foi definido o conceito de número de TC para descrever a imagem.

O número de TC é a normalização dos coeficientes de atenuação com o coeficiente de atenuação da água. A unidade é Hounsfield em homenagem ao criador desta técnica e pode ser determinado pela equação 2:

$$N^{\circ}TC = \frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w} \bullet K$$

Equação 2.5

onde μ_t é o coeficiente de atenuação do tecido medido, μ_w é o coeficiente de atenuação da água, e K é uma constante ou fator de contraste. Se a unidade utilizada é a de Hounsfield (HU), K assume o valor 1000.

Os números de TC são estabelecidos baseados numa referência relativa, no caso água. O número de TC para a água por definição é zero. Para tecidos menos densos do que a água o valor do número de TC é negativo, para tecidos mais densos, positivos.

Para que a imagem da TC seja reconstruída existem vários métodos matemáticos entre eles pode-se citar: método iterativo, retroprojeção simples, retroprojeção filtrada e Transformada de Fourier. A retroprojeção filtrada é o algoritmo mais utilizado (**NATTERER, 2002**).

A retroprojeção simples é chamada de “método soma” ou “método da superposição linear” (**SEERAM, 2008**). Considere três feixes de raios X que atravessam um objeto desconhecido produzindo três raios P1, P2 e P3 (Figura 8). Estes perfis serão utilizados para a reconstrução da imagem.

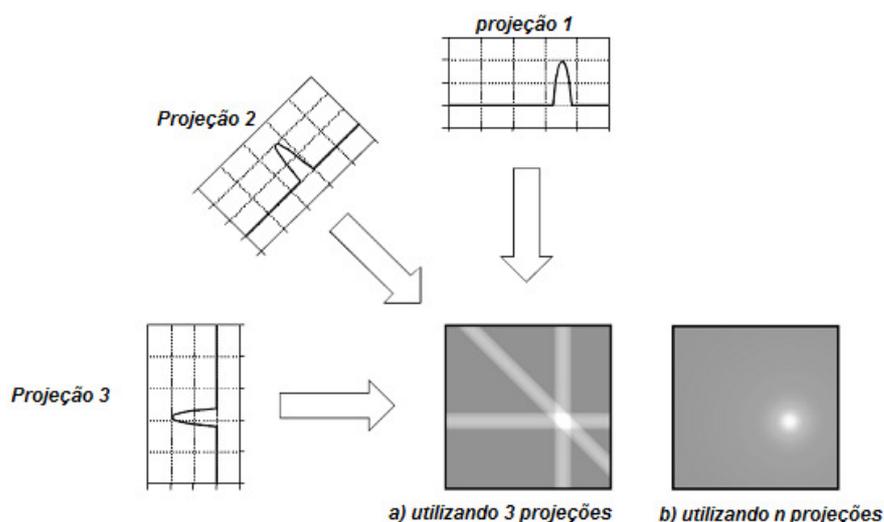


Figura 2.8 Método de reconstrução da imagem conhecido como retroprojeção.

Os dados das projeções são retroprojetados na imagem, ou seja, considera-se como se toda a imagem contivesse o conteúdo deste perfil. Soma-se perfil por perfil até que a imagem seja reconstruída. Quanto maior o número de perfis utilizados para reconstruir a imagem, mais próxima do objeto real esta se tornará. Como resultado desta soma sucessiva será observado a borrosidade na imagem. Para melhorar a qualidade da imagem utiliza-se um filtro ou convolução para reconstruir a imagem através da retroprojeção filtrada (**CODY, 2002**).

A retroprojeção filtrada corrige as borrosidades resultantes da retroprojeção simples a partir da convolução de cada um dos perfis por um filtro unidimensional (Figura 2.9). São criados assim perfis filtrados que são retroprojetados e a imagem reconstruída. Quando o número de perfis tende ao infinito temos a imagem reconstruída idêntica ao objeto original (**SMITH, 1997**).

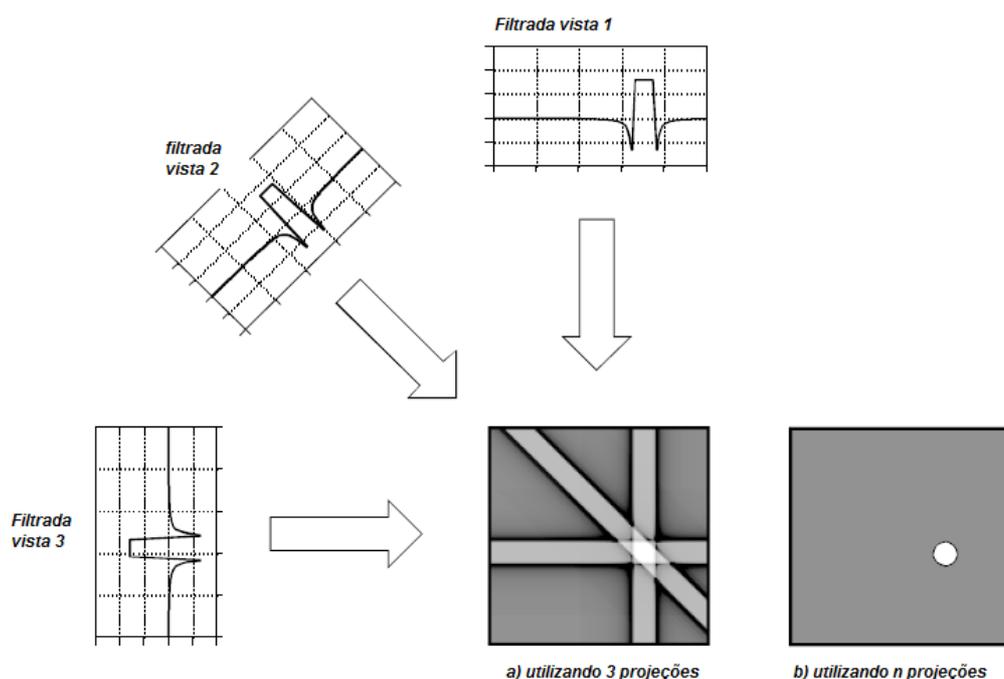


Figura 2.9 Representação do método de retroprojeção filtrada

2.1.2.4 Apresentação da Imagem

Nesta fase os números de TC já estão calculados e o computador possui uma matriz destes números. Esta matriz é apresentada em tons de cinza para que o radiologista possa interpretá-la e dar o laudo.

A Figura 2.10 apresenta os números de TC para diferentes estruturas do corpo humano.

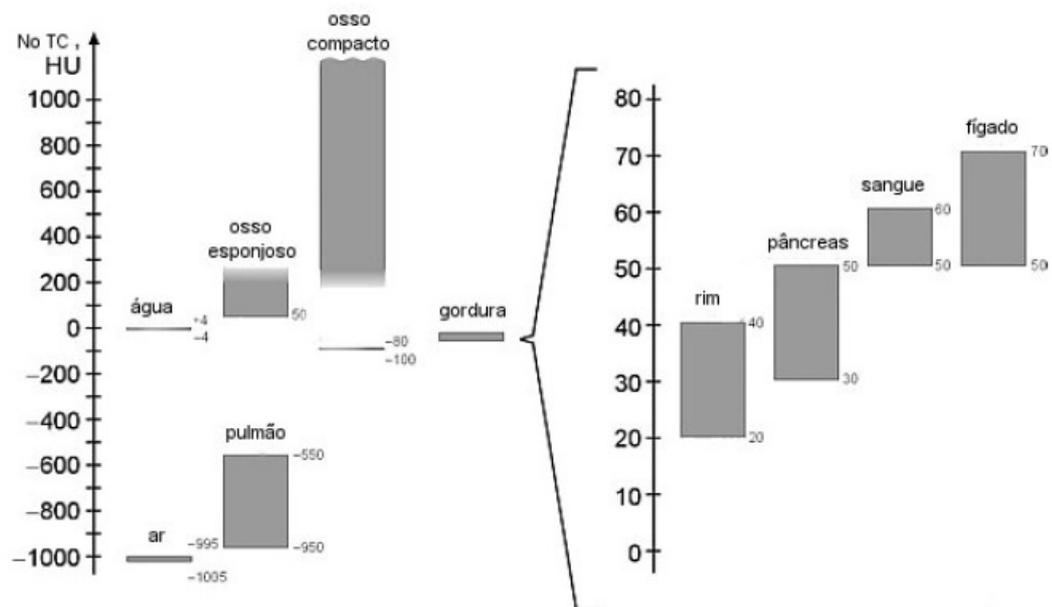


Figura 2.10 Intervalos típicos de números de TC para alguns tecidos.

2.1.2.5 Janela em TC

A imagem em TC é composta de um intervalo de números de TC que vão, geralmente de +1.000 a -1.000 HU (Unidades de Housfield). Estes números representam a quantidade de tons de cinzas possíveis na imagem. Este intervalo de 2000 UH refere-se à largura da janela “window width” (WW) e o centro deste intervalo é o “window level” (WL). Ao selecionar-se WW igual a 2.000 e WL igual a zero verifica-se todos os tons de cinza possíveis na imagem (**CURRY, 1990**).

O processo de mudança de tons de cinza na imagem é conhecido como “janelamento” (Figura 2.11). Quando se altera os valores de WW e WL controla-se o brilho e contraste na imagem respectivamente.

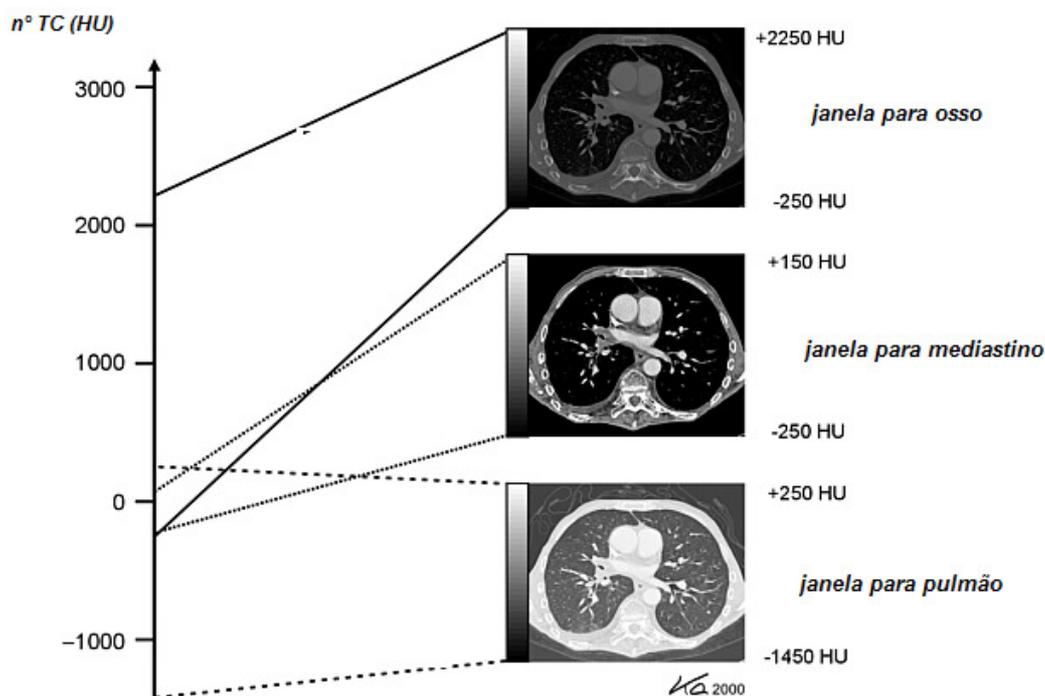


Figura 2.11 Efeito da janela na imagem de TC

2.2 Qualidade da Imagem em Tomografia Computadorizada

A qualidade da imagem na TC é descrita por alguns parâmetros fundamentais como: resolução espacial de alto contraste, resolução de baixo contraste, uniformidade e exatidão do NÚMERO DE TC, ruído e artefatos (SEERAM, 2008).

2.2.1 Resolução Espacial de Alto Contraste

A resolução espacial de alto contraste é a capacidade de um sistema de imagem distinguir objetos finos muito próximos de alto contraste separadamente. Pode ser descrita como a menor distância entre dois objetos pequenos que podem ser visualizados na imagem (ICRU 54, 1996).

Em imagens tomográficas, a resolução espacial é utilizada para descrever os níveis de borrosidade do sistema e é definida como a capacidade de um equipamento produzir imagens de várias estruturas, com diferentes densidades, separada por pequenas distâncias, contida em um meio uniforme.

A Figura 2.12 apresenta o objeto de teste que possibilita a avaliação deste parâmetro. Neste método, determina-se na imagem do objeto de teste o número de pares de linha por milímetro que podem ser visibilizados.

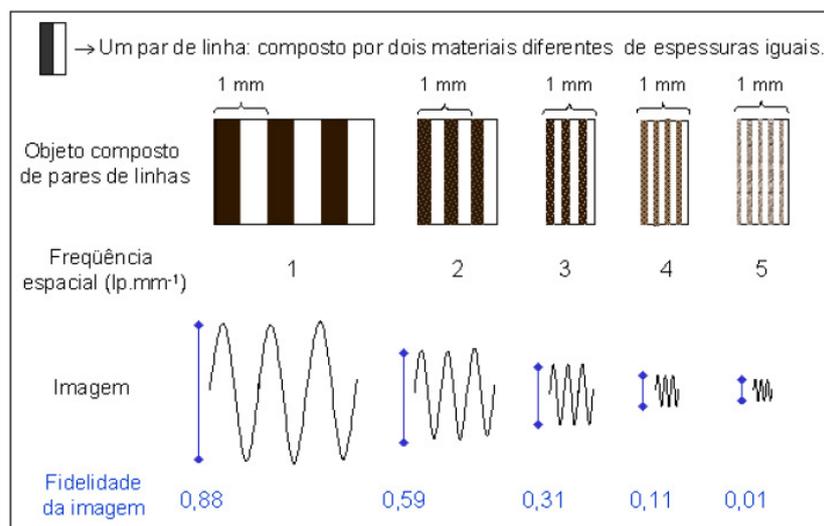


Figura 2.12 Pares de linhas representando a frequência espacial considerada na análise da resolução espacial de imagens de TC.

Muitos fatores podem afetar a resolução de alto contraste, dentre eles estão a geometria do equipamento e o tamanho do ponto focal e do detector (SIEGEL, 2004).

2.2.2 Resolução de Baixo Contraste

Uma das vantagens da TC sobre a radiologia convencional é a habilidade de observar objetos de baixo contraste cujas densidades sejam muito próximas da densidade de fundo. A tomografia pode diferenciar objetos com diferenças de densidades entre 0,25 a 0,5% (HSIESH, 2003) enquanto na radiografia convencional este valor é da ordem de 10% (CURRY, 1990).

A resolução de baixo contraste pode ser medida utilizando objeto simulador que contenha estruturas de baixo contraste de diferentes tamanhos. A detectabilidade de baixo contraste geralmente é relacionada com o menor objeto que pode ser visto na imagem deste simulador (Figura 2.13).

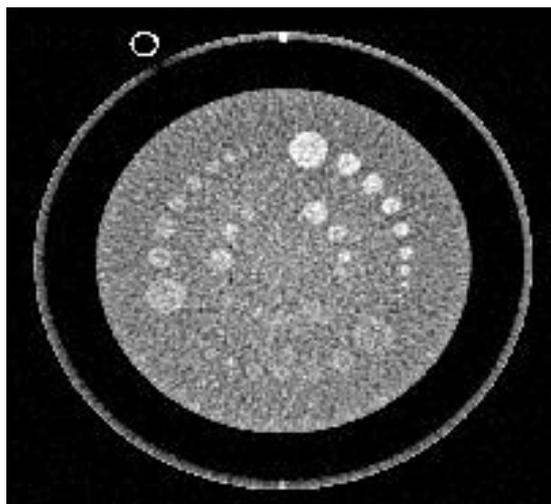


Figura 2.13 Imagem de objeto de teste para avaliação de baixo contraste.

A resolução de baixo contraste é fortemente afetada pelo ruído (**HILES, 2001**). Isto significa que um aumento na dose de radiação, ou seja, um aumento na quantidade de fótons que chegam até os detectores, ocasionará uma melhora deste parâmetro de qualidade da imagem. Esta dependência pode muitas vezes levar os operadores a aumentar as doses de radiação desnecessariamente.

2.2.3 Uniformidade do NÚMERO DE de TC

A uniformidade do NÚMERO DE TC pode ser avaliada através da imagem de um objeto simulador homogêneo (geralmente é utilizado um cilindro preenchido com água). Determina-se o número de TC em diferentes pontos da imagem ou em regiões de interesse (Figura 2.14). Uma diferença de até 5HU é entre as medidas realizadas nas extremidades e a realizada no centro da imagem considerada aceitável (MS, 1998). Os fatores que podem afetar a uniformidade são: endurecimento do feixe, radiação espalhada e instabilidade do TC (**SEERAM, 2008**).

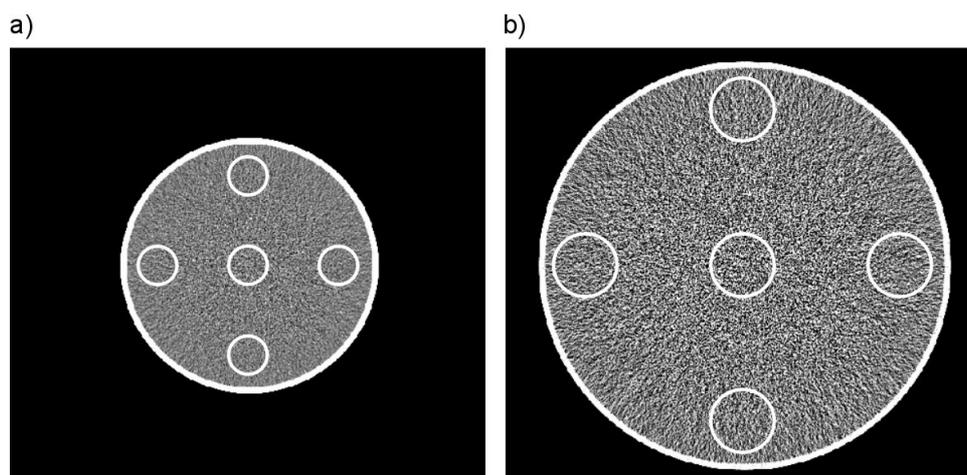


Figura 2.14 imagem do objeto de teste para determinação da homogeneidade do número de TC.

2.2.3 Exatidão do número de TC

A exatidão do número de TC é o quão próximo do valor teórico o equipamento está representando os materiais de diferentes densidades e coeficientes de atenuação.

Para avaliação deste parâmetro utiliza-se um objeto simulador contendo elementos de coeficientes de atenuação distintos e NÚMERO DE TC conhecidos. Após adquirida a imagem, mede-se o N^o de TC de cada material e compara-se com o valor real (Figura. 2.15).

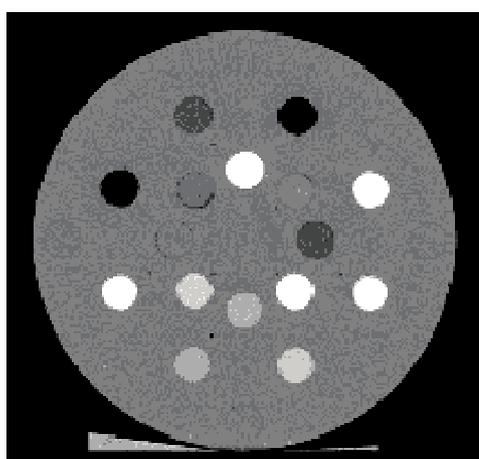


Figura 2.15 Imagem do objeto de teste para avaliação da exatidão do número de TC.

2.2.4 Ruído

Quando se explora um meio homogêneo todos os “pixels” da imagem deveriam apresentar o mesmo número de TC. No entanto, a resolução de contraste do sistema não é perfeita e, portanto estes valores poderão variar em torno do valor real. No caso da água, irá variar em torno de zero (BUSHONG, 2001), (HUDA, 2004).

O ruído pode ser descrito como o desvio padrão (σ) dos níveis de cinza, em uma área definida no centro da imagem (Figura 2.16), e é calculado pelo software do tomógrafo utilizando a seguinte expressão:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (X_i - \bar{X})^2}{n - 1}}$$

Equação 2.6

onde, n é a quantidade de *pixels* em um ROI; X_i é o valor individual do nível de cinza de um *pixel* e \bar{X} é o valor médio dos níveis de cinza em um ROI (FLOHR, 2003).

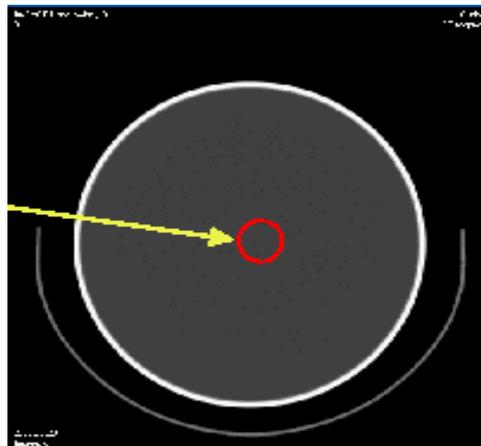


Figura 2.16 Região de interesse para avaliação do ruído em TC.

O nível de ruído, N_r , pode ser avaliado como uma porcentagem de contraste em uma imagem ou pelo nTC em um meio homogêneo, como a água, dado por:

$$N_{\sigma} = \frac{\sigma}{Nct_{\acute{a}gua} - Nct_{ar}} * 100 \quad \text{Equação 2.7}$$

onde: $Nct_{\acute{a}gua}$ é o número de TC da água e Nct_{ar} é o número de TC no ar na escala Hounsfield. Segundo a norma, o valor do ruído não deverá ser superior a $\pm 10\%$ ou maior do que 5 HU (**MS, 1998**).

O nível de ruído em TC varia com a técnica selecionada pelo operador para a realização do exame como: a tensão do tubo (kV), o mAs, a espessura do corte e o filtro matemático. Quanto maior a intensidade de radiação X, menor será o ruído da imagem (**SIEGEL, 2004**).

Na avaliação do ruído deve-se considerar também as limitações do sistema relacionadas à configuração do fabricante. Dentre elas pode-se citar: o tamanho da matriz, o tamanho do *pixel*, o tipo de detector, a distância foco-detector e a potência do gerador.

2.2.5 Artefatos

Artefatos podem degradar a qualidade da imagem, afetando a percepção de detalhes, podendo ocasionar erros no diagnóstico. Em geral os artefatos são causados por uma inconsistência nas medidas das projeções. Esta inconsistência pode ser resultado de movimentos do paciente, problemas no equipamento, amostra de dados, efeito de volume parcial, metais e pouca quantidade de fótons chegando aos detectores (**HIESH, 1998**).

2.3 Dosimetria em TC

2.3.1 Descritores de dose em TC

As grandezas utilizadas para especificar as doses de radiação em radiologia convencional não se aplicam a TC, pois a distribuição de dose dentro do paciente em TC é diferente da radiologia convencional, onde a dose decresce continuamente da entrada do feixe de raios X até a saída. No caso da TC, como o paciente é

exposto a um feixe de radiação em 360°, a dose é igualmente distribuída (Figura. 2.17) (MARTIN, 2008).

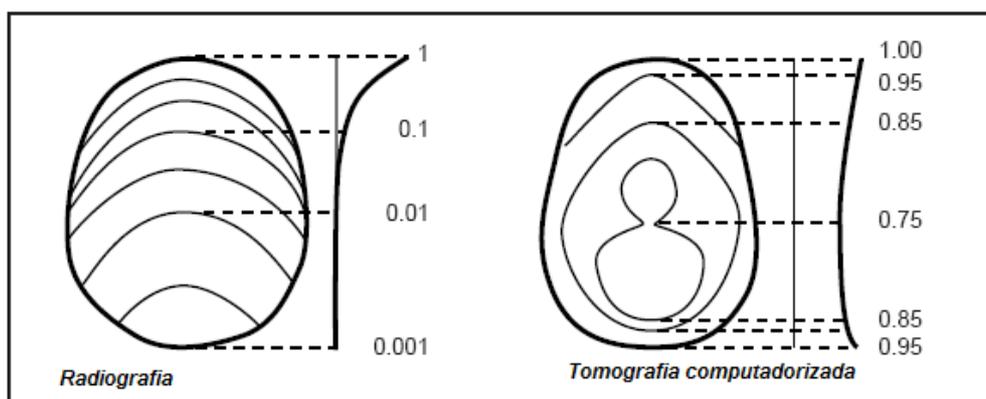


Figura 2.17 Curvas de isodose para uma projeção radiográfica e uma projeção de TC.

A utilização de feixes estreitos de radiação ao longo da direção longitudinal do paciente (direção Z) implica que uma parte significativa da radiação é depositada fora da energia do feixe (BAERT, 2007).

Como consequência, descritores de dose especiais são necessários para representar as particularidades do sistema de TC. Dentre eles está o CTDI (abreviação do inglês Computed Tomography Dose Index) que possui as seguintes variações: $CTDI_{100,ar}$, $CTDI_{100,w}$ e $CTDI_{vol}$. Também é possível expressar como o produto da dose pelo comprimento (DLP – Dose Length Product).

O CTDI descreve a soma de toda contribuição ao longo do eixo Z, linha paralela ao eixo que corta o isocentro do equipamento (Faulkner, 2001). O CTDI foi definido pelo órgão norte americano *U.S. Food and Drug Administration* (FDA) em 1981, como um padrão de medida de dose em estudos por TC (FDA, 1985). Na Figura 2.18 pode-se observar o posicionamento da câmara de ionização no centro do gantry para determinação de CTDI.

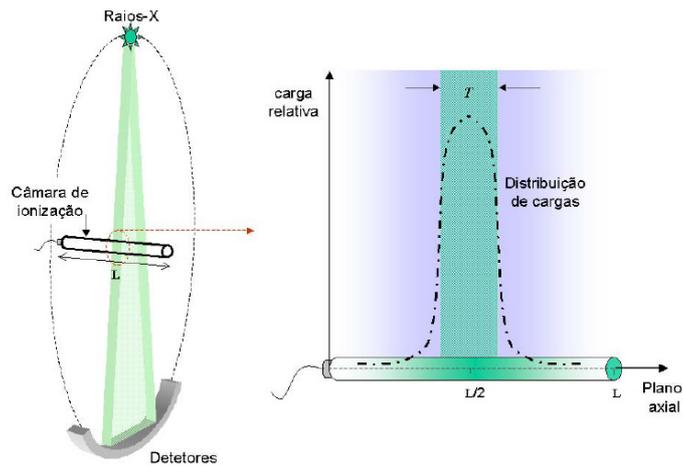


Figura. 2.18 Representação de uma câmara de ionização no centro do gantry e o respectivo perfil de dose.

A expressão matemática da definição de CTDI é:

$$CTDI = \frac{1}{N * T} * \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) * dz \quad \text{Equação 2.8}$$

onde: $D(z)$ é o valor da dose em uma dada posição Z , e $N * T$ é o valor total da colimação utilizada na aquisição.

Para medir o CTDI utiliza-se uma câmara de ionização tipo lápis com comprimento ativo de 100mm. Assim, o intervalo da integral da Equação 2.8 ficará definido de -50mm até $+50\text{mm}$. Quando esta medida é realizada no ar obtemos o $CTDI_{100,ar}$ (Figura 2.19) (MCNITT, 2002).

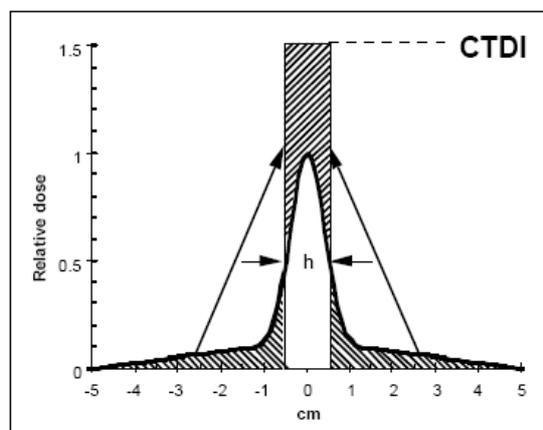


Figura 2.19 Perfil de dose para o cálculo de $CTDI_{100,ar}$

O índice de dose ponderado em Tomografia Computadorizada ($CTDI_{100,W}$) é um descritor determinado em objetos simuladores ou a partir de dados tabelados do $CTDI_{100,ar}$ (**SHRIMPTON, 2000**). Este índice leva em consideração a distribuição da dose no corpo ao longo do objeto irradiado e é calculado de acordo com a Equação 2.9.

$$CTDI_{100,W} = \frac{1}{3}CTDI_{100,C} + \frac{2}{3}CTDI_{100,P} \quad \text{Equação 2.9}$$

onde: $CTDI_{100,C}$ é o valor do CTDI calculado no centro do fantoma e $CTDI_{100,P}$ é o valor médio do CTDI calculado em cada uma das regiões da periferia do fantoma, geralmente nas posições equivalentes a 12hs, 3hs, 6hs e 9hs. Na prática o $CTDI_{100,W}$ é utilizado como índice de dose recomendado para determinação e comparação de níveis de referência (**EUR, 1999**).

O $CTDI_{100,W}$ também pode ser obtido a partir do produto do $CTDI_{100,ar}$ pelo fator fantoma para o respectivo equipamento e exame (**IMPACT, 2000**).

Como este índice não considera o deslocamento da mesa ou o fator de passo, definiu-se o índice de dose volumétrico ($CTDI_{100,vol}$) que é representado pelas seguintes equações:

- a) no caso de tomografia seqüencial

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_{100,W} \times T}{d} \quad \text{Equação 2.10}$$

onde d é o deslocamento da mesa e T a espessura de corte.

- b) para tomografia helicoidal e multicortes:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_{100,W}}{pitch} \quad \text{Equação 2.11}$$

onde o “pitch” ou fator de passo é dado pela razão do deslocamento da mesa durante uma rotação de 360° do tubo pela espessura irradiada de corte.

O descritor de dose conhecido denominado Produto Dose Comprimento (DLP- Dose Length Product) é expresso como o produto do $CTDI_{100,vol}$ pelo comprimento de varredura do exame (mGy x cm).

A avaliação constante do valor de DLP permite controlar o volume irradiado e a dose total de um exame (**NRPB, 2005**).

$$DLP = CTDI_{vol} * L \quad \text{Equação 2.14}$$

onde L representa o comprimento de varredura do exame.

2.4 Níveis de Referência

A radioproteção em radiologia médica justifica esforços extras e estudos minuciosos, pois é a única fonte de exposição onde se irradia o paciente intencionalmente para fins de diagnóstico e terapia. A intenção desta irradiação é trazer ao paciente um benefício líquido. Em 1954, os Níveis de Referência para o Radiodiagnóstico foram propostos pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (**DREXLER, 1998**). Desde então, as doses recebidas pelos pacientes que se submetem aos exames radiológicos começaram a serem investigados em diversos países.

A obtenção dos níveis de referência é feita a partir de uma pesquisa em larga escala, envolvendo um número significativo de hospitais públicos, privados e clínicas de diagnóstico. O objetivo é definir um valor mínimo de dose de radiação com o qual se obtém uma imagem adequada ao diagnóstico (**IAEA, 2006**).

Em tomografia computadorizada os níveis de referência são baseados nos seguintes índices de dose: $CTDI_{100,vol}$, $CTDI_{100,W}$ e DLP (**ACR,2008**).

CAPÍTULO III

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho foi realizada a dosimetria em ar e a avaliação da qualidade da imagem de dezessete equipamentos de tomografia computadorizada pertencentes a rede hospitalar pública e particular do município do Rio de Janeiro. A metodologia de avaliação foi baseada em recomendações internacionais (AIEA, 2004) e no procedimento de acreditação do Colégio Americano de Radiologia (ACR, 2002).

3.1 Tomógrafos Avaliados

A amostra avaliada é composta por equipamentos de um único corte (SSCT – single slice computed tomograph) como também multicortes (MSCT - multi slice computed tomograph). A Tabela 3.1 apresenta as características dos tomógrafos avaliados.

Tabela 3.1: Apresentação dos Tomógrafos avaliados.

Nº	Marca/modelo	Idade
1	Ge light	9
2	philips ultra z	9
3	brillance 6X	2
4	somaton ARSP	2
5	brillance MX8000 16	7
6	somaton rstar	6
7	GE hi speed	8
8	philips Mx 8000	2
9	Ge light	9
10	GE light speed 16x	3
11	GE pro speed	12
12	GE pro speed	13
13	Elcinte 2400	11
14	Siemens Sprrit	8
15	Siemns Sansation 16	3
16	Somaton AR Star	6
17	PQ 2000	14

Antes de iniciar os testes, foi solicitado a cada operador o preenchimento de um questionário sobre os protocolos utilizados na rotina do serviço. O questionário utilizado e os protocolos de rotina de cada serviço encontram-se respectivamente no Anexo I.

3.2 Instrumentação:

3.2.1 Fantoma ACR

Para avaliação da qualidade da imagem foi utilizado o fantoma fabricado pela Gammex, modelo 464, utilizado pelo programa de acreditação do ACR. Este fantoma é constituído de água sólida (0 ± 5 HU), apresenta 16cm de comprimento, 20cm de diâmetro e pesa 5,3kg (Figura 3.1).



Figura 3.1 Fantoma Gammex 464

O fantoma é dividido em quatro módulos os quais, a partir do tipo de objeto de teste inserido em sua composição, permitem avaliar os seguintes critérios de qualidade de imagem: homogeneidade do número de TC para água sólida, exatidão do número de TC para osso, acrílico e polietileno, exatidão da espessura de corte e resolução de alto e baixo contraste. No primeiro e último módulo estão localizados quatro marcadores radiopacos (BBs) distribuídos nas intersecções das linhas demarcadas no fantoma.

3.2.2 Conjunto Dosimétrico

Para a dosimetria em ar foi utilizada uma câmara de ionização tipo lápis com 10cm de comprimento e volume sensível de 3cm^3 conectada a um eletrômetro modelo 2026. Ambos fabricados pela RADCAL.

3.3 Metodologia

3.3.1 Avaliação dos Parâmetros de localização e Qualidade da imagem

O sistema de localização utilizado para posicionamento do paciente nos tomógrafos pode ser constituído por um conjunto de lasers ou por feixes de luz. A indicação luminosa deve coincidir com a espessura irradiada de corte no isocentro do gantry. Desta forma, o sistema de localização foi avaliado quanto a sua exatidão com o corte irradiado. Também foi verificada a coincidência entre o deslocamento da mesa e o valor selecionado no painel de comando.

Os testes foram realizados segundo o protocolo estabelecido no manual do fabricante do fantoma. A seguir são descritos os procedimentos adotados em cada módulo do fantoma e o respectivo critério avaliado.

A) MÓDULO 1 – ALINHAMENTO DO FANTOMA, EXATIDÃO DA INDICAÇÃO LUMINOSA DOS TOMÓGRAFOS e DESLOCAMENTO DA MESA

O fantoma foi posicionado na mesa de exame do tomógrafo a ser avaliado de forma que as luzes de alinhamento coincidissem com as linhas marcadas no centro do módulo um do fantoma (Figura 3.2).

No comando do equipamento foi selecionado o deslocamento “Head First”, uma técnica de tórax de alta resolução e uma varredura axial. Após a varredura foi verificado se os 4 marcadores radiopacos (BBs) estavam nitidamente visíveis na imagem. No caso de não conformidade com este requisito, realizou-se dois novos cortes, respectivamente nas posições 1mm posterior e 1mm anterior em relação ao primeiro corte (**MCCOLLOUGH, 2004**). Quando o critério não foi atendido em nenhum dos três cortes, os testes foram suspensos e o sistema de manutenção foi chamado para aferição do sistema de alinhamento do equipamento.

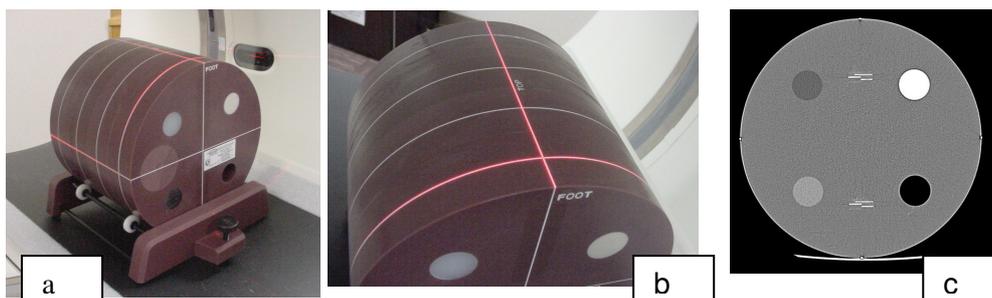


Figura 3.2: Posicionamento e alinhamento do fantoma ACR (a) e (b). Em (c) verificação dos 4 BBs

Após visibilizados os quatro BBs do primeiro módulo, deslocou-se a mesa 120mm em direção ao exterior do gantry. Uma nova varredura foi realizada com os mesmos parâmetros técnicos. Dois outros cortes foram realizados a ± 1 mm de distância da posição original quando os BBS não estavam nítidos na imagem. Quando todos os BBs não foram verificados nas imagens das três varreduras os teste foram suspensos e a manutenção foi chamada para aferir o sistema de deslocamento da mesa.

B) MÓDULO 1 – NÚMERO DE TC E ESPESSURA DE CORTE

No módulo 1 foi avaliada também a exatidão da espessura de corte selecionada. A avaliação é realizada na imagem obtida da projeção de uma escada de 45° inserida no fantoma. São contados apenas os degraus que aparecem na imagem com mais do que 50% de intensidade que o degrau central. A espessura de corte da imagem foi obtida dividindo por dois o número de degraus contados.

Para esta mesma imagem foram determinados os números de TCs dos materiais inseridos no objeto simulador. Com uma janela de $WW=400$ e $WL=0$, uma região de interesse (ROI) de aproximadamente 200mm^2 foi desenhada sobre cada material. Na Figura 3.3 pode-se observar a imagem da projeção da rampa e as ROIs para avaliação de cada material.

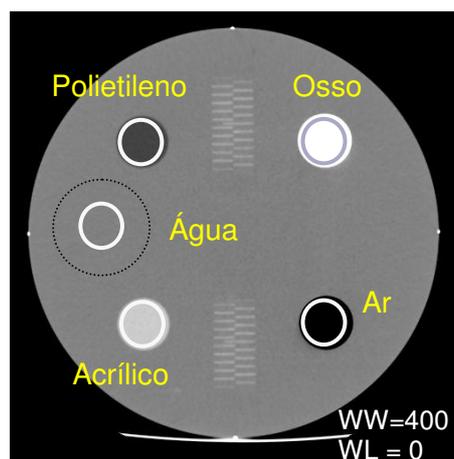


Figura 3.3: Regiões de interesse (ROI) para cada material e imagens das projeções das rampas para determinação da espessura de corte

O mesmo procedimento foi adotado para determinar o número de TC da água para cada valor de espessura de corte e tensão dos tubos disponíveis em cada equipamento. Foi variado para cada teste respectivamente a espessura de corte e a tensão do tubo. Segundo a norma vigente (**MS, 1998**), a diferença entre o valor medido e o valor tabelado deve ser inferior a $\pm 5\text{HU}$.

C) MÓDULO 2: RESOLUÇÃO DE BAIXO CONTRASTE

Com o objeto simulador posicionado a 40mm da posição de referência (posição zero), foi utilizada uma varredura axial com técnica de abdômen adulto. Utilizando uma janela de WW=100 e WL=100, a resolução de baixo contraste foi determinada a partir do número de conjuntos de quatro cilindros visualizado na imagem reconstruída. Pode-se observar a imagem deste objeto de teste na Figura 3.4a.

O contraste na imagem foi determinado a partir da diferença entre o valor médio do número de TC obtido na ROI posicionado no maior cilindro visibilizado (25mm) e o valor do ROI estabelecido ao lado esquerdo deste cilindro (Figura 3.4b). Repetiu-se o procedimento acima para uma técnica de cabeça para adulto (cérebro).

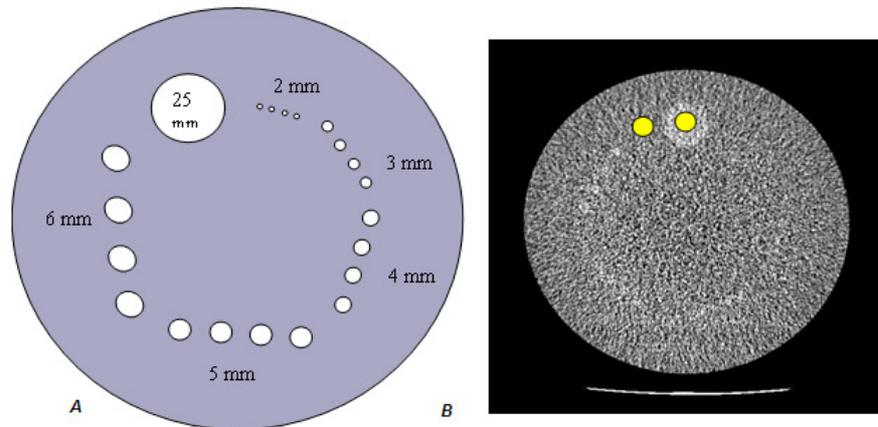
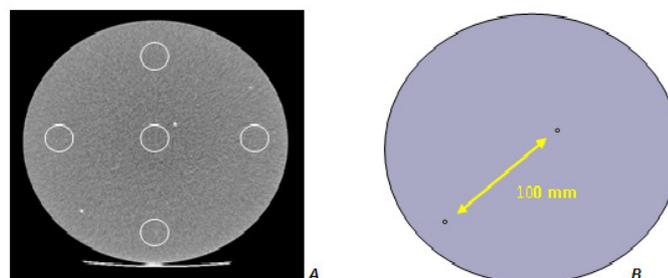


Figura 3.4: a) representação dos cilindros de diferentes diâmetros distribuídos no módulo 2. b) imagem do módulo 2 com os ROIs desenhados em amarelo.

D) MÓDULO 3: UNIFORMIDADE, RUÍDO E EXATIDÃO DO MARCADOR DE DISTÂNCIA

Foi realizada uma varredura axial com técnica de abdômen adulto com o objeto simulador posicionado no centro do terceiro módulo (80mm da posição de referência). Com a janela de WW= 100 e WL= 0, desenharam-se cinco ROIs de aproximadamente 400 mm² distribuídas conforme apresentado na Figura 3.5. Registrou-se o número de TC das 5 ROIs e o desvio padrão da ROI central.

A exatidão do indicador de distância do tomógrafo foi avaliada medindo-se a distância entre os objetos radiopacos (Figura 3.5b) .



Figuras 3.5 a) Posicionamento dos ROIs para medida de uniformidade do número de CT e exatidão da distância no módulo 3. b) avaliação do indicador de distancia.

E) MÓDULO 4: RESOLUÇÃO DE ALTO CONTRASTE (RESOLUÇÃO ESPACIAL)

Com o objeto simulador posicionado a 120mm da posição de referência, foi realizada uma varredura axial com técnica de abdômen adulto. Foi selecionada uma janela de WW= 100, WL= 1110 e reduziu-se a iluminação da sala.

A mais alta frequência espacial foi determinada a partir da visualização do conjunto de padrão de barras (número de pares de linhas) no qual os espaçamentos entre as linhas podiam ser claramente diferenciados (Figura 3.6).

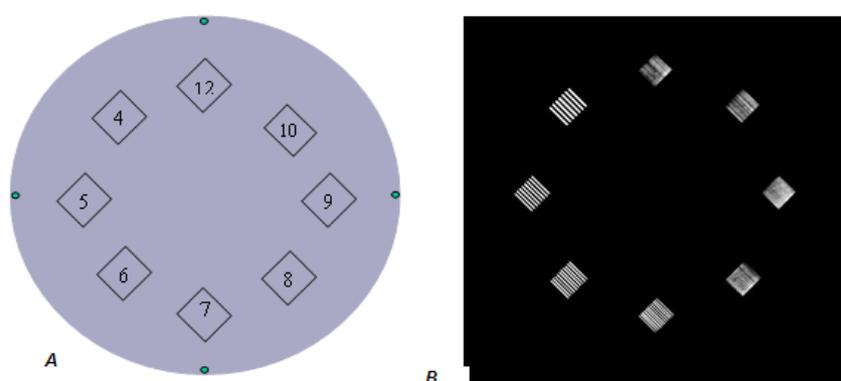


Figura 3.6: Representação do Módulo 4 com os oito conjuntos de padrão de barras: 4,5,6,7,8,9,10 e 12 pl/mm b) Imagem do módulo 4 com a correta janela para determinação da resolução espacial

O procedimento anterior foi repetido para uma técnica de tórax de alta resolução. A imagem foi avaliada com uma janela WW= 100 e WL= 1110.

3.3.2 Avaliação dos Índices de Dose de Radiação

Foram avaliados os índices de dose para os seguintes procedimentos de rotina de um paciente adulto padrão: abdômen, tórax de alta resolução e crânio. No caso de exame pediátrico, com idade até sete anos, o índice de dose foi avaliado apenas para o exame de abdômen.

Para a realização destas medidas, foram aplicados os fatores de técnica de rotina do serviço (kVp, mAs, comprimento de varredura, número de cortes/rotação, incremento de mesa ou pitch) fornecidos pelo operador do equipamento.

A câmara de ionização foi posicionada no ar e no isocentro do TC. Foi realizada uma exposição para certificar na imagem obtida a exatidão do posicionamento.

Selecionando os fatores de técnica fornecidos pelo operador mediu-se a taxa de kerma no ar para cada um dos procedimentos de rotina. Como os equipamentos de TC são muito reprodutíveis, foram realizadas três leituras para cada procedimento.

A partir das médias das leituras obtidas determinou-se o índice de dose $CTDI_{100,ar}$ de cada procedimento. Para a determinação de $CTDI_{100,W}$ foram utilizados os fatores de conversão tabelados pelo grupo Impact para cada tipo de equipamento (Equação 3.1).

Para a determinação dos valores de $CTDI_{vol}$ e DLP utilizou-se os valores de deslocamento de mesa ou fator de passo e o comprimento de varredura conforme descrito no Capítulo II, item 3.2.2.

3.4 Avaliação das Incertezas

Na dosimetria, a incerteza do Tipo A considerada foi a repetibilidade da medição. No caso das incertezas do Tipo B foram considerados a centralização da câmara de ionização e o fator de calibração da câmara de ionização. Na Tabela 3.2 são apresentadas as incertezas associadas à determinação de $CTDI_{100,ar}$ e o valor da incerteza expandida com um nível de confiança de 95% e um fator de abrangência ($k=2$).

Tabela 3.2 Relação de incertezas associadas à medida de $CTDI_{100,ar}$

Incertezas na medição do $CTDI_{100,ar}$		
Fonte de incerteza	Tipo A%	Tipo B%
Centralização da câmara de ionização		0,40
Temperatura da sala		
Pressão (kPa)		
Umidade (%)		
Dependência energética da câmara de ionização		
Fator de calibração da câmara de ionização		1,00
Dependência da taxa de exposição		
Repetibilidade das medidas	2	
Incerteza combinada separada	2	1,4
Incerteza combinada padrão	2,4	
Incerteza relativa expandida (95%)	5,0	

Considerando que para o cálculo do fator fantoma as medidas realizadas tem a mesma incerteza que quando realizadas no ar, teremos uma incerteza relativa expandida para o cálculo do $CTDI_{100,w}$ de 6%. No caso do DLP considerou-se também a incerteza associada com a marcação do comprimento de varredura no exame que foi de ± 2 cm, que corresponde a 6%. Assim a incerteza relativa expandida com 95% de nível de confiança, $k=2$, para o DLP foi igual a 17%.

CAPÍTULO IV

4- Resultados e discussões

4.1 – Avaliação dos Parâmetros de localização e da Qualidade da imagem.

4.1.1 – Avaliação dos Parâmetros de Localização

Todos os tomógrafos avaliados atenderam aos padrões de exatidão entre o feixe luminoso e o corte irradiado, assim como os padrões de deslocamento da mesa. Sendo assim, os testes foram concluídos sem a necessidade de intervenção do serviço de manutenção. Os valores encontrados foram menores que 2mm para ambos os testes, resultado positivo, lembrando que uma falha no sistema de localização e de deslocamento da mesa pode levar a um posicionamento incorreto do paciente resultando em perda de informação de regiões anatômicas de interesse e exposição desnecessária do paciente à radiação.

4.1.2 – Avaliação da Qualidade da imagem

Na Tabela 3.1 pode-se observar os resultados dos testes de qualidade da imagem realizados em cada tomógrafo. Foram adotadas as siglas “C” de conforme e “NC” de não conforme de acordo com os requisitos estabelecidos para cada teste. Para o ruído foram apresentados valores discretos já que não há limites de tolerância estabelecidos pelo ACR.

Tabela 4.1 Resultados dos testes de qualidade da imagem dos TCs avaliados

Tomógrafo	Exatidão n°CT	Espessura de corte	Baixo contraste	uniformidade	ruído	alto contraste (pl/mm)
1	C	C	C	C	4,1	C
2	NC	C	C	C	6,5	C
3	NC	C	C	C	6,4	C
4	NC	C	C	C	4,0	C
5	NC	C	C	C	8,5	C
6	NC	C	C	C	5,2	C
7	NC	NC	C	C	4,8	C
8	NC	C	C	C	3,7	NC
9	NC	NC	C	C	6,3	C
10	NC	C	C	C	8,9	C
11	NC	C	C	NC	3,8	C
12	NC	C	C	C	2,8	C
13	NC	C	C	NC	3,2	C
14	NC	C	C	C	9,5	C
15	NC	C	C	C	4,0	C
16	NC	C	C	C	5,2	NC
17	NC	C	C	C	4,1	C

Pode-se observar que apenas o tomógrafo 1 atendeu a todos os requisitos de qualidade estabelecidos pelo ACR.

Foi considerado em conformidade quanto a exatidão do número de TC, somente os equipamentos que apresentaram exatidão para todas as 5 estruturas avaliadas (água, osso, polietileno, acrílico e ar). Verificou-se que apenas o equipamento 1 cumpriu este critério. Este resultado evidencia a necessidade de calibração dos tomógrafos. A falha neste parâmetro pode levar a um erro de caracterização de estruturas no exame radiológico.

Quanto à exatidão entre a espessura de corte selecionada e a medida na imagem, 17,4% dos equipamentos foram reprovados. Esta não conformidade pode gerar imagens com resolução de alto ou baixo contraste degradada. Deve-se observar que existe uma dependência entre a espessura de corte irradiada e a resolução de alto e baixo contraste. Para um dado mAs, uma redução na espessura de corte diminui a borrosidade da imagem, porém aumenta o ruído e diminui a resolução de baixo contraste. Como resultado pode-se dificultar o diagnóstico de determinadas lesões, como também ocasionar exposição desnecessária do paciente

a radiação. Para reduzir o ruído, o técnico poderá aumentar o mAs desnecessariamente ou até mesmo repetir o exame. A possível causa para este problema está relacionada com a falta de calibração dos colimadores (SEERAM, 2008).

Os parâmetros de resolução de baixo contraste e de uniformidade estavam conformes com os limites de tolerância para todos os equipamentos avaliados.

Neste estudo 12% dos aparelhos apresentaram uma resolução de alto contraste inadequada. Isso implica que as imagens obtidas por estes equipamentos serão prejudicadas, pois não será possível visibilizar estruturas que estiverem muito próximas entre si.

A Figura 4.1 demonstra como variou a aceitabilidade dos critérios de qualidade da imagem.

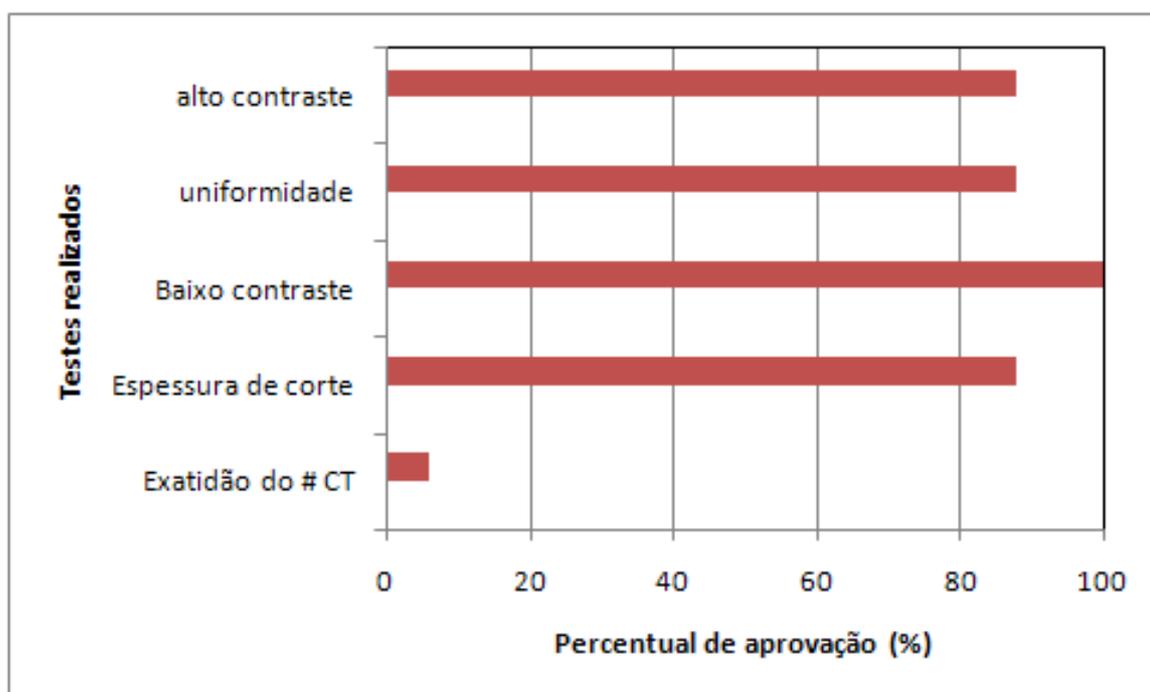


Figura 4.1 Percentual de aprovação dos TCs avaliados nos testes de qualidade da imagem

Também foi avaliada a dependência do número de TC da água com a espessura de corte e a tensão do tubo. Na Tabela 4.2 são apresentados os resultados obtidos para esta avaliação.

Tabela 4.2 Dependência do número de TC com a variação da espessura de corte e kVp

Tomógrafo	Dependência do TC com	
	Espessura de corte	kVP
1	C	C
2	C	C
3	C	NC
4	C	C
5	C	NC
6	C	C
7	NC	C
8	C	C
9	C	C
10	C	C
11	C	C
12	C	C
13	NC	NC
14	C	C
15	C	C
16	C	C
17	C	NC

Da amostra avaliada, 82% dos tomógrafos atenderam aos testes de dependência do número de TC com a variação da espessura de corte e variação da kVp. Deve-se ressaltar que somente 24% dos tomógrafos avaliados apresentaram conformidade em somente um dos testes. Este resultado demonstra a necessidade da realização de ambos os testes para verificação da calibração deste parâmetro.

Na avaliação do critério de baixo contraste o parâmetro utilizado é a visibilização do conjunto de cilindros com o menor diâmetro na imagem do segundo módulo do fantoma. Na tabela 4.3 apresenta resultados qualitativos da avaliação de baixo contraste. O critério para aprovação é a visibilização do grupo de cilindros de 6mm para o protocolo de abdômen adulto e 5mm para o protocolo de crânio.

Tabela 4.3 Diâmetro do menor grupo de cilindros observados para técnica de abdômen adulto e crânio.

Tomógrafo	Técnica	
	Abdômen Adulto (mm)	Crânio (mm)
1	4	4
2	4	4
3	6	6
4	4	6
5	6	4
6	5	2
7	5	5
8	5	6
9	6	6
10	6	6
11	4	4
12	3	5
13	5	6
14	5	3
15	5	6
16	5	4
17	4	4

As Figuras 4.2a e 4.2b apresentam a distribuição percentual dos valores qualitativos de baixo contraste respectivamente para o abdômen e crânio adulto.

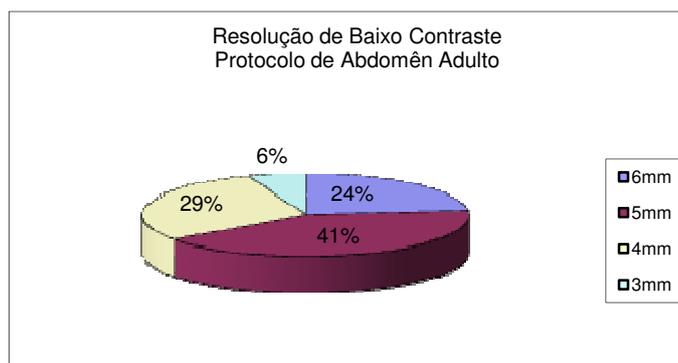


Figura 4.2a Distribuição percentual da visibilidade do grupo de cilindros com menor diâmetro utilizando uma técnica de abdômen adulto

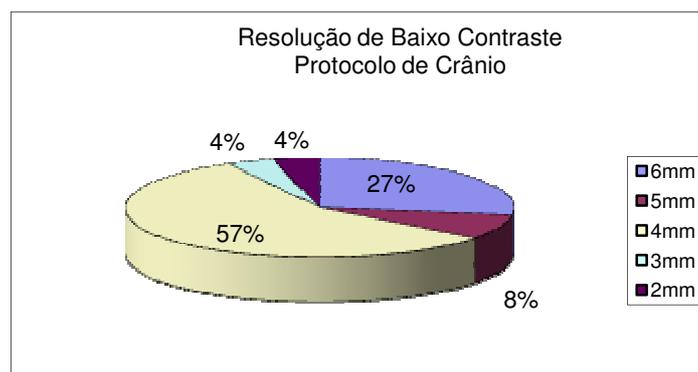


Figura 4.2b Distribuição percentual da visibilidade do grupo de cilindros com menor diâmetro utilizando uma técnica de crânio.

Neste estudo considerou-se que as imagens dos serviços avaliados estão adequadas para o diagnóstico. No entanto observa-se nas Figuras 4.2a e 4.2b que a resolução de baixo contraste variou de 3 a 6 mm para o protocolo de abdômen e de 2 a 6 mm para o protocolo de crânio. Esse resultado indica a necessidade de adequação dos protocolos de forma que as imagens obtidas pelos tomógrafos permitam diferenciar as estruturas requeridas para o diagnóstico de acordo com o interesse clínico. Como o ruído afeta a resolução de baixo contraste (**HIESH, 2003**), deve-se estabelecer níveis adequados para cada protocolo de forma a permitir um diagnóstico adequado com a menor dose de radiação.

O ruído foi avaliado nas imagens como o desvio padrão do número de TC em uma ROI feita na região central do fantoma utilizando uma técnica de abdômen adulto. Verificou-se que o nível de ruído variou entre 2,8 e 9,5 com amplitude de 6,7 (Tabela 4.4). Isto demonstra um potencial de otimização das técnicas dos serviços em que o ruído avaliado foi menor, pois o valor de mAs poderia ser diminuído mantendo a qualidade do exame para diagnóstico (**HUDA, 2001**).

Tabela 4.4 Nível de ruído, ruído percentual e variância para técnica de abdômen adulto em cada TC avaliado.

Tomógrafo	ruído	% de ruído	variância
1	4,1	0,4	0,2
2	6,5	0,6	0,4
3	6,4	0,6	0,4
4	4,0	0,4	0,2
5	8,5	0,9	0,7
6	5,2	0,5	0,3
7	4,8	0,5	0,2
8	3,7	0,4	0,1
9	6,3	0,6	0,4
10	9,0	0,9	0,8
11	3,8	0,4	0,1
12	2,8	0,3	0,1
13	3,2	0,3	0,1
14	9,5	1,0	0,9
15	4,0	0,4	0,2
16	5,2	0,5	0,3
17	4,1	0,4	0,2

O nível de ruído é um parâmetro fundamental na avaliação da qualidade da imagem tomográfica. O ruído é dependente do modelo, desempenho de cada equipamento e dos fatores de técnica empregados nos exames (**HILIS, 2001**).

A Figura 4.3 demonstra a distribuição do percentual de ruído encontrado em cada equipamento e também a variância. Utilizou-se a variância, pois esta é inversamente proporcional ao mAs e a dose de radiação empregada (**EDYVEAN, 1998**). O percentual de ruído variou de 0,3 a 1,0% e a variância de 0,1 a 0,9%². O ACR não estabelece valores de tolerância para a avaliação do ruído. Quando comparados aos dados da literatura (**SCHEK, 1998**), percebe-se que os valores obtidos neste estudo estão adequados.

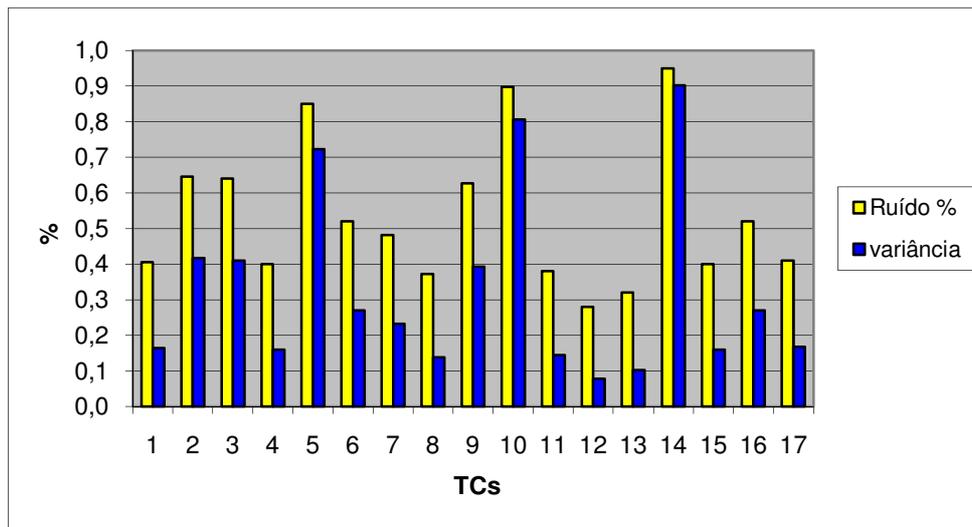


Figura 4.3 Distribuição dos percentuais de ruído encontrados nas imagens e a variância.

A avaliação da resolução de alto contraste é realizada observando a quantidade máxima de pares de linha por milímetro que pode ser distinguida na imagem do fantoma utilizando técnica de abdômen adulto e tórax de alta resolução. Na Tabela 4.5 pode-se observar que para técnica de abdômen adulto houve uma variação entre 4 e 7 pl/mm. Para a técnica de tórax de alta resolução este parâmetro variou de 5 a 10 pl/mm. Estas variações são decorrentes dos modelos dos TCs avaliados serem de fabricantes diferentes e também dos parâmetros de técnica utilizados serem distintos em cada serviço (**CURRY, 1990**). A utilização de imagens com uma resolução de alto contraste desnecessariamente alta, pode levar ao incremento da dose de radiação empregada ou gerar uma imagem com muito ruído prejudicando a observação de um possível achado radiológico.

Tabela 4.5 Valores quantitativos na avaliação de resolução de alto contraste para protocolos de adulto.

Tomógrafo	Abdômen (pl/mm)	Tórax Alta Resolução (pl/mm)
1	7	7
2	6	6
3	6	10
4	5	9
5	6	8
6	6	8
7	7	8
8	4	6
9	7	8
10	7	8
11	6	8
12	6	8
13	6	6
14	6	6
15	6	8
16	5	5
17	6	6

4.1.3– Avaliação dos Índices de Dose

4.1.3.1 CTDI_{100,ar}

O CTDI_{100,ar} é um índice de dose que não expressa risco radiológico, no entanto, quando normalizada pelo mAs, fornece o rendimento do tubo de raios X do tomógrafo. Esta avaliação é utilizada como teste de constância do controle de qualidade dos serviços. Os resultados obtidos permitem estabelecer uma linha de base ao longo do tempo e um desvio superior a 10% do valor de CTDI_{100,ar} da linha de base indicará a necessidade de contatar o serviço de manutenção do equipamento.

Na Figura 4.4 pode-se observar os valores obtidos de nCTDI_{100,ar} em cada tomógrafo. Observa-se variações significantes dentro de um mesmo protocolo para TCs diferentes.

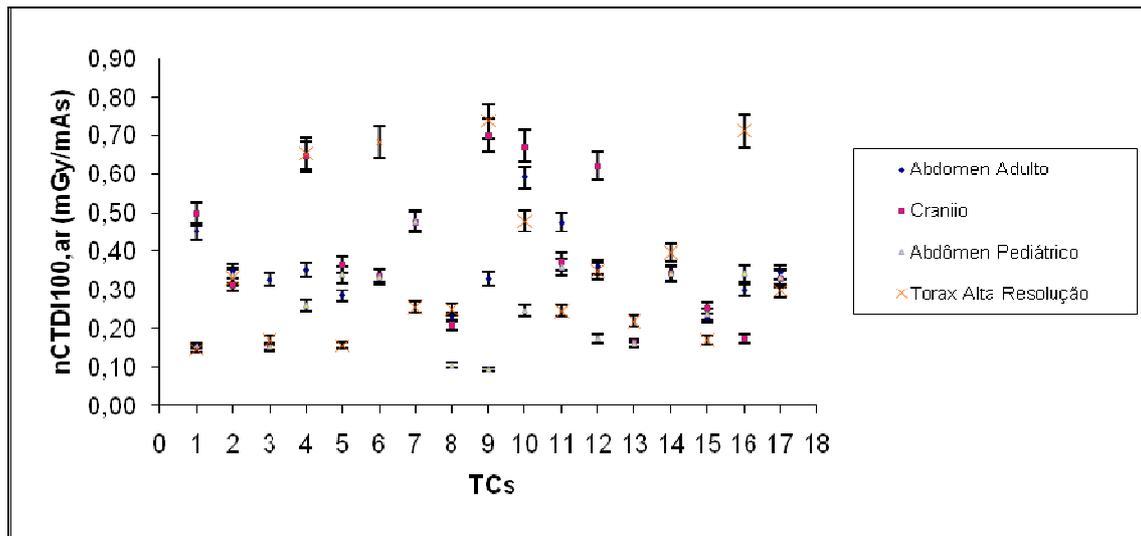


Figura 4.4 Distribuição do $CTDI_{100,ar}$ para os TCs avaliados

O $CTDI_{100,ar}$ normalizado pelo mAs variou de: 0,15 a 0,74mGy/mAs para o protocolo de tórax alta resolução, de 0,16 a 0,59mGy/mAs para o protocolo de abdômen e de 0,15 a 0,70mGy/mAs para o protocolo de crânio. No caso do protocolo de abdômen pediátrico a variação foi de 0,10 a 0,48mGy/mAs. Estas variações ocorrem devido a parâmetros intrínsecos de cada TC, como diferenças no projeto do equipamento, no material do filtro moldado e diferenças na filtração intrínseca de cada marca e modelo de tomógrafo.

4.1.3.2 $CTDI_{100,w}$

Um descritor de dose comumente utilizado para estabelecer níveis de referência (NRs) é o $CTDI_{100,w}$. A Tabela 4.6 apresenta os valores de NRs internacionais para $CTDI_{100,w}$.

Tabela 4.6 Níveis de referência internacionais descritos como $CTDI_{100,w}$

Protocolo	NR $CTDI_{100,w}$		
	Uk (2003) ^a	Áustria (2000) ^b	EUR 16262 (1999) ^c
Torax Alta Resolução	36	28	35
Abdômen adulto	20	19,8	35
Crânio	90	68,9	60

a) (SHRIMPTON, 2003) ; b) (NOWOTNY, 2000) ; c) (EUR, 1999)

Nas Figuras de 4.5 a 4.7 pode-se observar a distribuição dos valores de $CTDI_{100,W}$, para os protocolos de tórax de alta resolução, abdômen e Crânio, estimados neste estudo. As linhas sólidas destes gráficos referem-se aos NRs internacionais citados na Tabela 4.6.

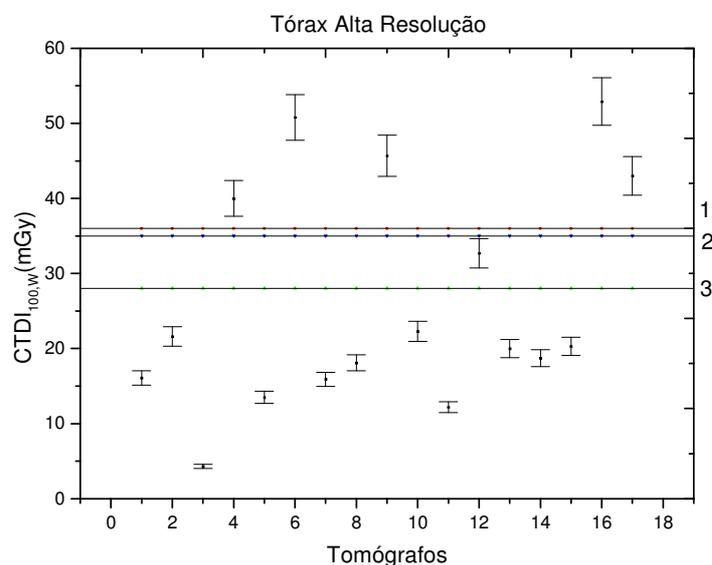


Figura 4.5 Distribuição dos valores de $CTDI_{100,W}$ para protocolo de tórax de alta resolução. 1 – UK , 2003 ; 2 – EUR,1999 ; 3- Áustria, 2000.

Na Figura 4.5 observa-se que 71% dos serviços avaliados apresentam valores de $CTDI_{100,W}$ abaixo dos NRs para o protocolo de alta resolução

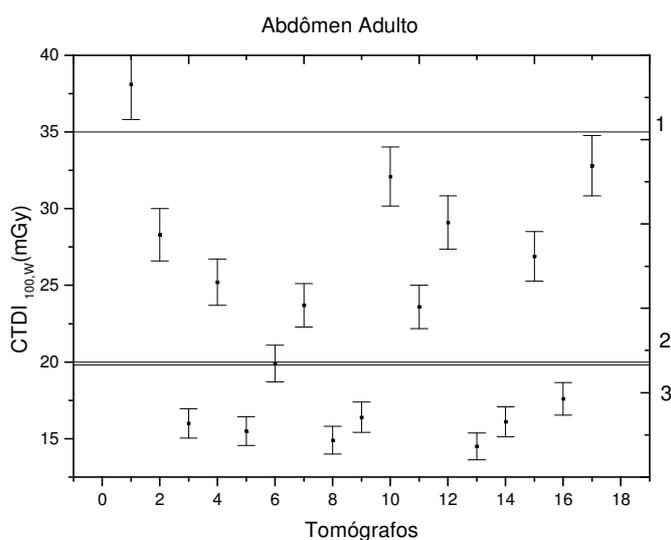


Figura 4.6 Distribuição dos valores de $CTDI_{100,W}$ para protocolo de abdômen. 1- EUR,1999; 2- UK,2003; 3 – Áustria,2000.

Para o protocolo de abdômen adulto (Figura 4.6), somente um serviço apresentou um valor de $CTDI_{100,W}$ acima do NR estabelecido pela Comunidade Européia (35mGy). Porém comparando-se os valores deste estudo com os NRs do Reino Unido e da Áustria, 53% dos serviços avaliados apresentaram valores superiores a 20mGy.

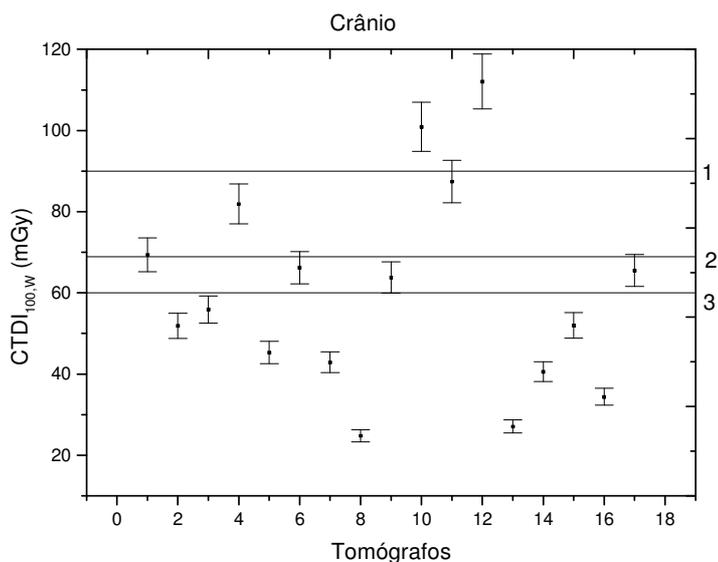


Figura 4.7 Distribuição dos valores de $CTDI_{100,W}$ para protocolo de crânio. 1 – UK,2003; 2 – Áustria,2000; 3- EUR,1999.

Para o protocolo de crânio somente 12% dos serviços avaliados apresentaram $CTDI_{100,W}$ superiores aos NRs internacionais.

A Tabela 4.8 apresenta os desvios percentuais entre as médias de $CTDI_{100,W}$ obtidos neste estudo e os NRs. A média de $CTDI_{100,W}$ para o protocolo de tórax alta resolução foi inferior a todos NRs. Para o protocolo de crânio os valores também foram inferiores, com exceção ao valor estabelecido pela Comunidade Européia onde o resultado obtido encontra-se dentro da incerteza associada à medida. Deve-se ressaltar que em media, as doses obtidas neste trabalho fora 67% inferiores aos valores do Reino Unido. No entanto para abdome adulto as médias das doses obtidas neste trabalho foram aproximadamente 16% superiores aos obtidos no Reino Unido e Áustria. No entanto ainda estão 34% abaixo do estabelecido pela comunidade Européia.

Tabela 4.8 Desvio percentual entre os valores médios de CTDI_{100,w} calculados neste estudo e os níveis de referência internacionais.

Protocolo	Desvio %		
	Uk (2003)	Áustria(2000)	EUR 16262
Tórax Alta Resolução	-27%	-6%	-25%
Abdômen adulto	15%	16%	-34%
Crânio	-67%	-13%	0,2%

Segundo as recomendações internacionais (**ICRP**) os Níveis de Referência devem ser estabelecidos utilizando o terceiro quartil da distribuição de dose. Desta forma, determinou-se o terceiro quartil dos valores de CTDI_{100,w} e DLP para os procedimentos de rotina da amostra de tomógrafos avaliados.

Na Tabela 4.9 pode-se observar os desvios percentuais entre os valores do terceiro quartil de CTDI_{100,w} deste estudo e os NRs.

Tabela 4.9 Desvio percentual entre quartil da distribuição de CTDI_{100,w} deste estudo e os níveis de referência internacionais.

Protocolo	Desvio %		
	Uk (2003)	Áustria(2000)	EUR 16262
Tórax Alta Resolução	11%	43%	14%
Abdômen adulto	42%	43%	-19%
Crânio	-23%	1%	16%

Para tórax alta resolução os valores encontrados do para o terceiro quartil da distribuição de CTDI_{100,w} foram superiores aos níveis de referência. No caso do abdômen adulto foram obtidos valores próximos a 43% acima dos NRs do Reino Unido e Áustria. No entanto ficaram 20% abaixo do valor estabelecido pela Comunidade Européia. Para o crânio o valor do terceiro quartil foi inferior apenas ao valor estabelecido no Reino Unido.

Considerando-se os valores apresentados nas tabelas 4.8 e 4.9 verifica-se que, em média, os valores de CTDI_{100,w} encontrados neste estudo são menores que os NRs. No entanto, quando o valor do terceiro quartil da distribuição é utilizado para

estimar um nível de referência, verifica-se que para a amostra avaliada os valores obtidos são em sua maioria significativamente maiores que os estabelecidos.

A variação dos valores de $CTDI_{100,W}$ para os diferentes procedimentos obtidos na amostra avaliada pode ser observada na Figura 4.8

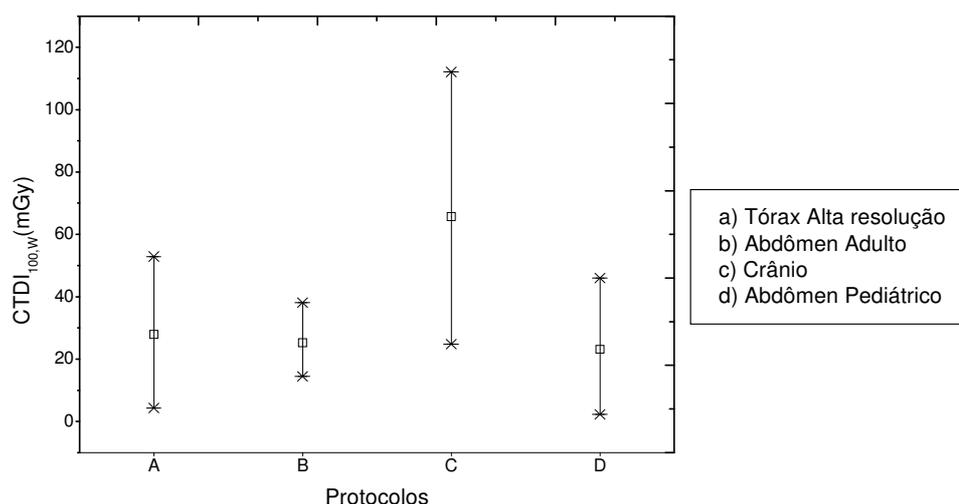


Figura 4.8 Amplitude dos valores encontrados para $CTDI_{100,W}$

Verifica-se na Figura 4.8 diferenças de $CTDI_{100,W}$ de até 87 mGy para o exame de crânio. No caso de abdômen, não foram observadas diferenças significantes entre os resultados obtidos nos serviços avaliados. Para o tórax alta resolução o $CTDI_{100,W}$ variou entre 4 a 53mGy. Estes resultados indicam um alto potencial de otimização de dose para estes procedimentos.

4.3.1.3 $CTDI_{100,vol}$

Para a determinação do DLP foi necessário calcular o $CTDI_{100,vol}$ para os diferentes procedimentos. Em muitos modelos de tomógrafos este índice é apresentado no painel de comando. Considera-se na determinação deste índice o incremento de mesa para o caso de protocolos axiais ou o fator de passo no caso de helicoidal. A Tabela 4.10 apresenta os valores de $CTDI_{100,vol}$ calculados neste estudo.

Tabela 4.10 Valores calculados de CTDI 100,vol obtidos em cada tomógrafo para os diferentes protocolos.

Tomógrafo	CTDI _{100,vol} (mGy)			
	tórax HR	abdômen	crânio	pediátrico
1	4,0	25,4	8,7	15,0
2	2,2	18,9	51,9	24,2
3	0,4	93,8	55,9	53,7
4	4,0	12,6	81,9	20,8
5	1,1	24,8	90,6	16,9
6	3,4	9,0	66,2	16,7
7	1,6	7,9	21,5	30,6
8	2,4	9,9	35,5	5,5
9	3,8	16,4	63,8	3,0
10	16,2	23,3	108,5	10,7
11	1,0	11,8	87,4	14,4
12	3,3	29,1	66,0	19,0
13	2,0	14,5	27,1	22,8
14	2,8	8,1	40,6	9,1
15	2,7	35,8	52,0	9,2
16	5,3	11,8	34,4	18,5
17	4,3	21,9	65,5	29,4
Média	3,6	22,1	56,3	18,8

Verifica-se uma variação significativa entre os valores encontrados para os protocolos de abdômen e crânio. A diferença máxima no CTDI_{100,vol} foi aproximadamente de 100mGy. Essa variação deve-se ao fato de cada serviço ter seu próprio protocolo e tomógrafos com diferentes características.

4.3.1.4 DLP

Na prática o DLP é utilizado como o segundo e mais importante índice de dose para TC. Foi introduzido pela Comissão Européia para estabelecimento de NRs. Neste índice são considerados o comprimento total de varredura e o fator de passo ou incremento da mesa. Desta forma seu valor é expressivo para representação do risco associado às doses de radiação empregadas em TC.

Na Tabela 4.11 são apresentados os valores de NRs internacionalmente estabelecidos para os valores de DLP para exames de adulto.

Tabela 4.11 NRs estabelecidos em trabalhos internacionais

Protocolo	NR DLP (mGy*cm)		
	Uk (2003)	Austria(2000)	EUR 16262
Torax Alta Resolução	125	76	280
Abdômen adulto	535	1109	780
Crânio	845	1275	1050

As Figuras de 4.9 a 4.11 apresentam a distribuição dos valores de DLP para cada protocolo e serviço avaliado.

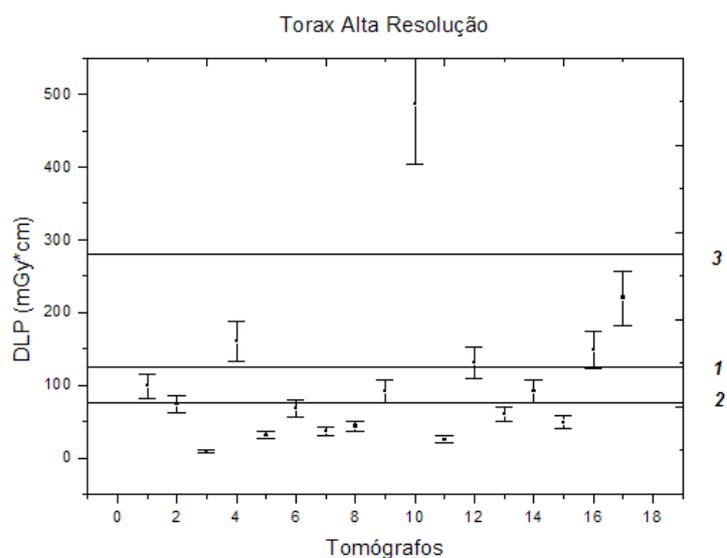


Figura 4.9 Distribuição dos valores de DLP para protocolo de tórax alta resolução. 1-UK,2003; 2-Austria,2000; 3-EUR,1999

Para o protocolo de tórax de alta resolução somente um serviço apresentou valor superior aos três NRs internacionais. Dos serviços avaliados 41% apresentaram valores de DLP inferior ao menor NR (26 mGy*cm).

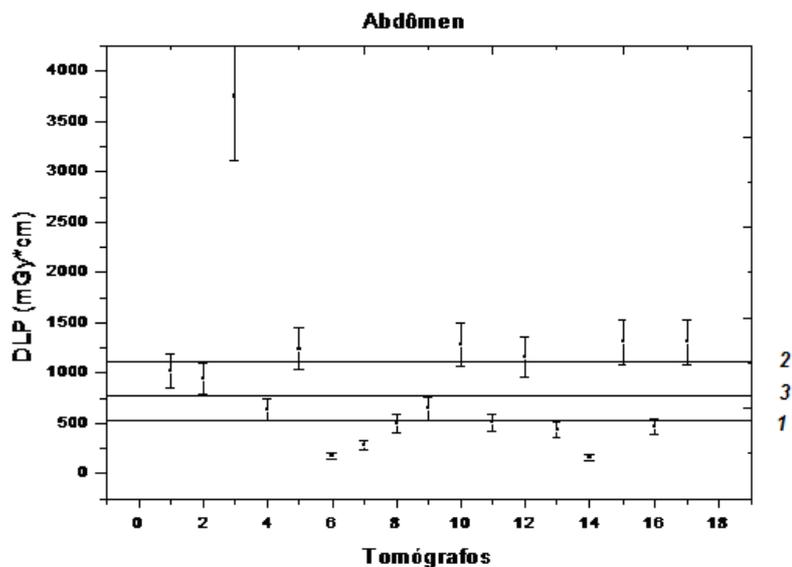


Figura 4.10 Distribuição dos valores de DLP para protocolo de abdômen.
1-UK,2003; 2-Austria,2000; 3-EUR,1999

Quando avaliado o protocolo de abdômen verifica-se que somente um valor foi significativamente superior ao maior NR estabelecido. Este valor foi 3,4 vezes superior ao NR estabelecido na Áustria. Observa-se também que 24% dos serviços avaliados apresentaram DLP abaixo do menor NR estabelecido (535mGy*cm).

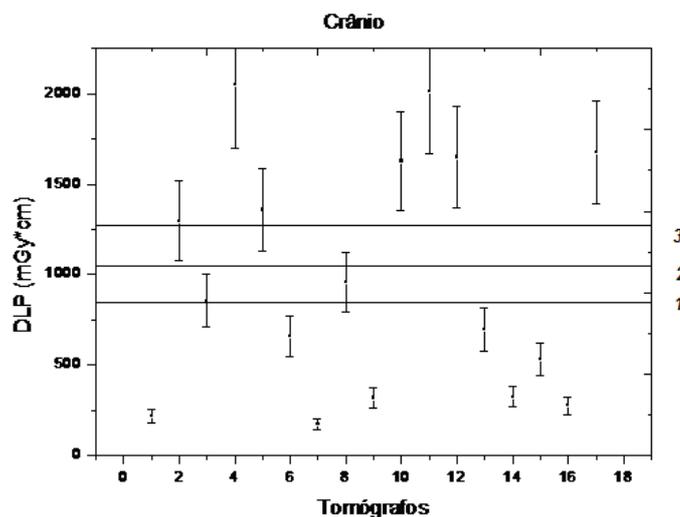


Figura 4.11 Distribuição dos valores de DLP para protocolo de crânio
1-UK,2003; 2-Austria,2000; 3-EUR,1999

Verifica-se que para técnica de crânio, uma maior dispersão dos resultados obtidos na amostra em estudo. Quarenta e um por cento apresentaram valores superiores aos três NRs para o protocolo de crânio.

Na Tabela 4.12 é apresentada a variação percentual entre as médias de DLP para cada protocolo avaliado neste estudo e os NRs internacionais.

Tabela 4.12 Desvio percentual em relação a média entre NR calculado e tabelado

Protocolo	desvio % em relação a média		
	Uk (2003)	Austria(2000)	EUR 16262
Tórax Alta Resolução	-14,6	41%	38%
Abdômen adulto	74%	-16%	-11%
Crânio	16%	-23%	-7%

Uma variação de 74% foi verificada para o protocolo de abdômen em relação do NR estabelecido no Reino Unido. Porém, para este mesmo protocolo, o desvio foi inferior aos outros dois NRs. Desvios significativos também foram observados para o protocolo de tórax de alta resolução. Os DLPs médios foram aproximadamente 40% superiores os determinados pela Áustria e Comunidade Européia. Um comportamento oposto foi verificado para o protocolo de crânio.

Na Tabela 4.13 podem-se observar os desvios entre os valores do terceiro quartil do DLP obtidos para os diferentes procedimentos e os NRs estabelecidos.

Tabela 4.13 Desvio percentual em relação ao terceiro quartil entre NR calculado e tabelado

Protocolo	desvio % em relação ao terceiro quartil		
	Uk (2003)	Austria(2000)	EUR 16262
Torax Alta Resolução	4,8%	72%	47%
Abdômen adulto	132%	12%	59%
Crânio	93%	28%	56%

Pode-se verificar que os dados do terceiro quartil obtidos neste estudo para o protocolo de abdômen apresentaram uma variação de até 132% em relação ao NR

estabelecido no Reino Unido. Porém, para este mesmo protocolo esta variação foi inferior aos valores obtidos nos estudos da Áustria e Comunidade Européia. A maior variação foi obtida para o protocolo de crânio.

A variação dos valores do DLP para os diferentes procedimentos obtidos na amostra avaliada pode ser observada na Figura 4.12

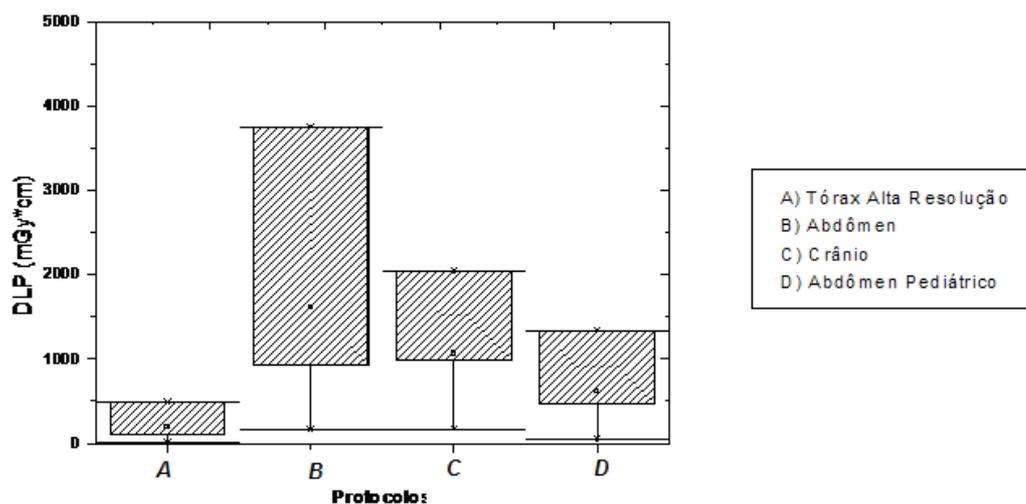


Figura 4.12 Amplitude dos valores encontrados para DLP neste estudo

Uma diferença no valor de DLP de 3600mGy aproximadamente, foi observada para o protocolo de abdômen. Valores significativos também foram observados para os exames de tórax alta resolução (478mGy*cm) e crânio (1876mGy*cm). Estas diferenças foram decorrentes principalmente da sobreposição de cortes e do comprimento de varredura irradiado.

4.3.1.5 Abdômen Pediátrico

Para esta avaliação foram considerados os protocolos de abdômen utilizados para pacientes com 10 anos de idade. Os parâmetros de técnica foram informados pelo operador do tomógrafo de cada serviço. A partir dos valores informados foram realizadas as medidas de $CTDI_{100,w}$ que possibilitaram a determinação do $CTDI_{100,vol}$ e o DLP (Tabela 4.14).

Tabela 4.14 Valores dos índices de dose obtidos para paciente pediátrico

TC	CTDI _{100,w} (mGy)	CTDI _{100,vol} (mGy)	DLP (mGy*cm)	Varredura (cm)	pitch
1	15,0	15,0	451	300,0	1,0
2	36,2	24,2	821	340,0	1,5
3	9,1	53,7	1342	250,0	0,2
4	31,2	20,8	625	300,0	1,5
5	16,9	16,9	507	300,0	1,0
6	25,0	16,7	275	165,0	1,5
7	46,0	30,6	613	200,0	1,5
8	5,5	5,5	139	250,0	1,0
9	2,3	3,0	46	150,0	0,8
10	14,8	10,7	429	400,0	1,4
11	21,6	14,4	360	250,0	1,5
12	19,0	19,0	190	100,0	1,0
13	22,8	22,8	583	256,0	1,0
14	13,6	9,1	226	250,0	1,5
15	10,3	9,2	185	201,0	1,1
16	25,8	18,5	277	150,0	1,4
17	44,1	29,4	882	300,0	1,5

O CTDI_{100,w} representa a distribuição ponderada de dose para um único corte e é dependente das características do tomógrafo e dos fatores de técnica empregados na rotina do serviço. Neste estudo o CTDI_{100,w} variou entre 2,3 a 46mGy. O valor do terceiro quartil encontrado foi aproximadamente igual ao nível de referência enquanto o valor médio foi 16% inferior.

O fator de passo variou de 0,2 a 1,5. Deve-se ressaltar que um fator de passo menor que um implica em sobreposição de cortes, resultando em valores de dose significativamente maiores. Comparando-se os valores de CTDI_{100,vol} obtidos na amostra avaliada, verifica-se uma diferença de aproximadamente 50mGy.

Apesar de definido um paciente de 10 anos, os valores de comprimento de varredura, que estabelecem a região a ser irradiada, variaram de 10 a 40 cm. Deve-se observar que 30 cm pode ser considerado o comprimento de varredura de um abdômen adulto. Portanto verifica-se que a região irradiada é maior que a região de interesse clínico, resultando em uma exposição desnecessária do paciente. Na

amostra avaliada uma diferença de 1300mGy*cm foi observada para o exame de abdômen.

Na Figura 4.13 observam-se os resultados de DLP obtidos neste trabalho para procedimentos de abdômen adulto e pediátrico. A linha sólida representa o valor de nível de referência pediátrico obtidos pelo NRPB para este procedimento (SHRIMPTON, 2000).

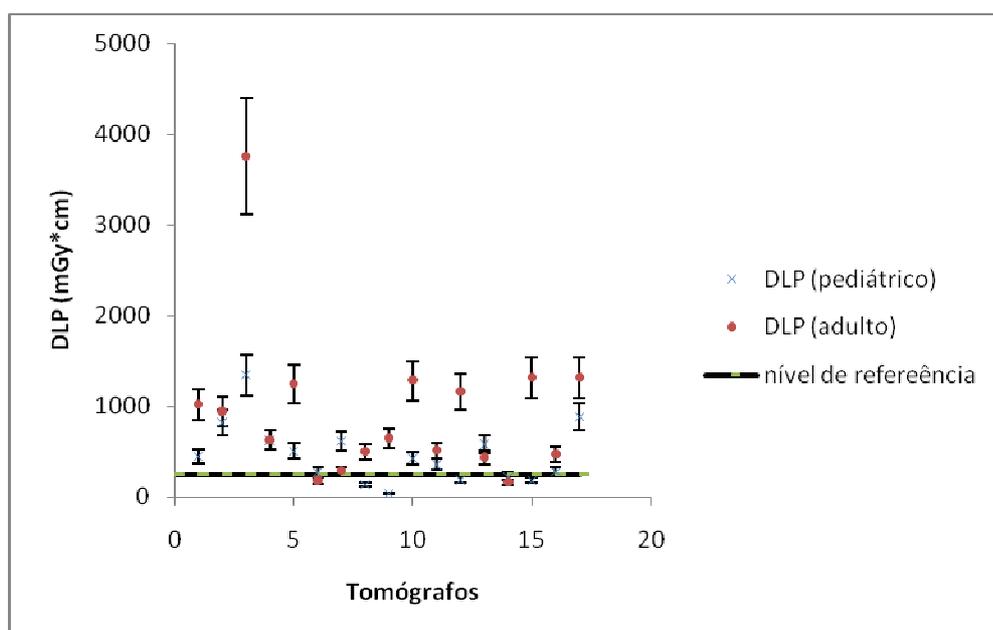


Figura 4.13 Distribuição dos valores de DLP para pacientes adultos e pediátricos

Verifica-se que apenas 29% dos serviços avaliados apresentaram valores de DLP inferiores ao nível de referência. Comparando-se com os resultados obtidos, observa-se que em quatro serviços o DLP pediátrico foi superior ao de adulto. No entanto a média dos valores de DLP pediátrico foi aproximadamente 50% inferior a média obtida para o DLP adulto.

Estes resultados evidenciam a necessidade de um programa de treinamento para os operadores dos tomógrafos e implantação de um programa de otimização nos serviços. Justificando a realização de cursos de atualização com profissionais especializados periodicamente.

4.1.4 Avaliação da Influência da idade do tomógrafo no índice de dose

Foi realizado um estudo para verificar a influência da idade do tomógrafo em relação aos índices de dose. Na amostra avaliada os fatores de uso dos equipamentos são similares. Os resultados obtidos para o $CTDI_{100,W}$ são representados na Figura 4.14.

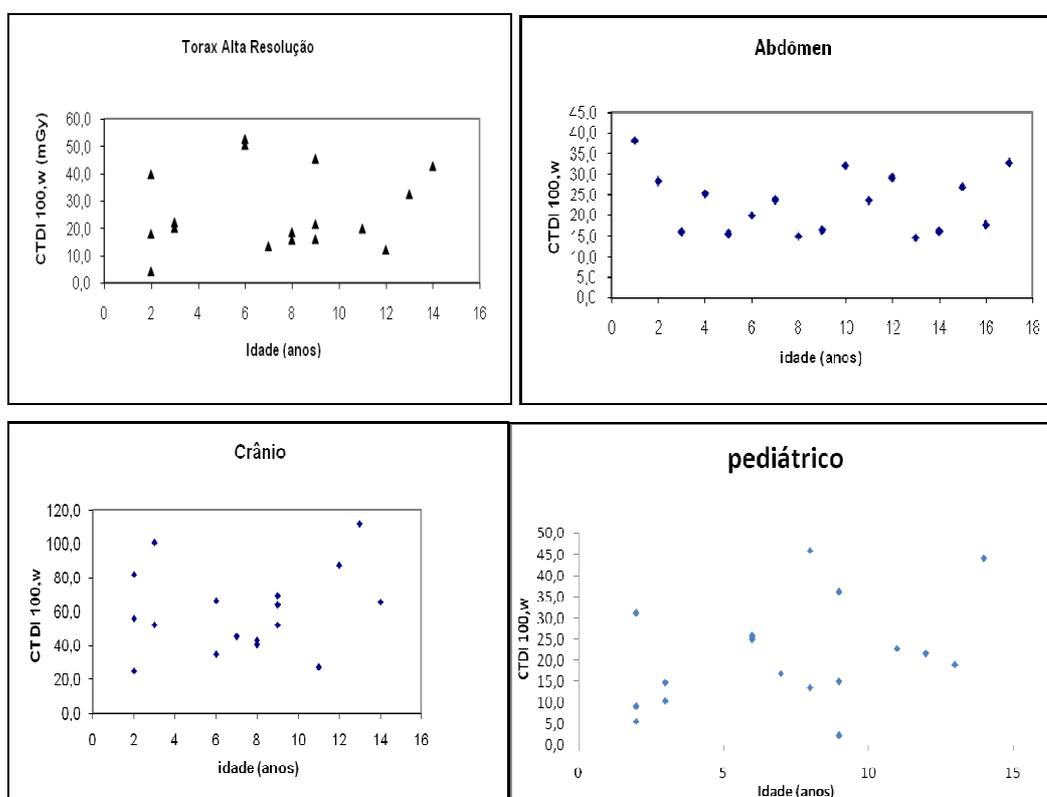


Figura 4.14 Representação da dependência do $CTDI_{100,W}$ em relação a idade do TC para protocolos de: a) tórax; b) abdômen; c) crânio; d) abdômen pediátrico

Não foi verificada uma influência significativa dos valores de $CTDI_{100,W}$ obtidos para os tomógrafos da amostra com relação às idades dos equipamentos. Este resultado era esperado considerando que os fatores de passo, incremento de mesa e varredura total do exame não são incluídos na determinação deste índice de dose.

Um comportamento distinto foi observado com relação à dependência do DLP a idade do equipamento (Figura 4.15).

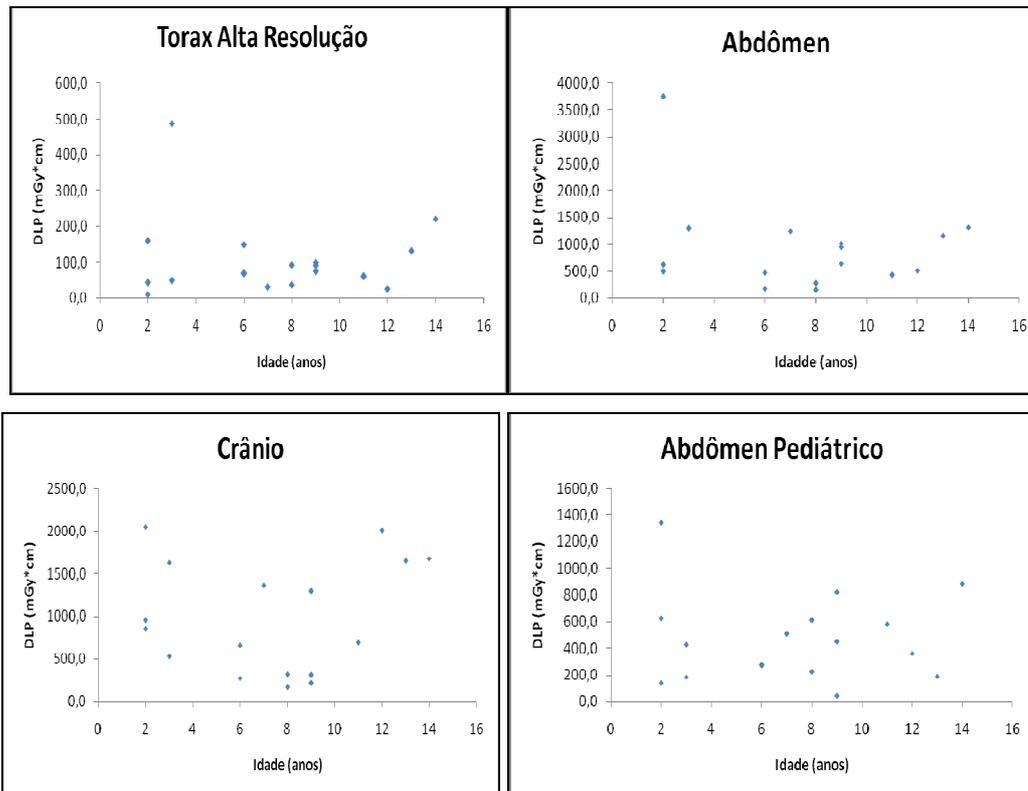


Figura 4.15 Representação da dependência do DLP em relação a idade do TC para protocolos de: a) tórax; b) abdômen; c) crânio; d) abdômen pediátrico

Verifica-se que existe uma tendência dos tomógrafos mais novos apresentarem DLP mais altos. Em tecnologias mais modernas, como sistemas Multicortes os tubos de raios X apresentam uma maior capacidade térmica e tempos de rotação abaixo de um segundo. Estas características possibilitam a cobertura de volume de exame maior em um reduzido tempo de aquisição. Conseqüentemente o valor de DLP será mais alto (**GOLDING, 2005**).

CAPÍTULO V

5 – Conclusão

Apesar do risco decorrente de altas doses de radiação em pacientes submetidos aos exames de tomografia computadorizada bem como, a importância da qualidade da imagem para o diagnóstico, nenhum dos serviços selecionados para este estudo dispunha de um programa de garantia da qualidade. Em geral, era realizada apenas a manutenção preventiva do equipamento.

Os procedimentos de rotina eram realizados de acordo com protocolos pré-estabelecidos. O desconhecimento das doses empregadas nos diferentes procedimentos impossibilitava ações de otimização.

Os técnicos e os radiologistas dos serviços não receberam treinamento de proteção radiológica. Desta forma, pouca atenção era dada as doses em pacientes, em especial em exames pediátricos.

Na avaliação da qualidade da imagem foram aplicados os critérios utilizados pelo Colégio Americano de Radiologia para acreditação dos equipamentos. Verificou-se que apenas um dos dezessete equipamentos avaliados atendia a todos os critérios.

Com relação aos critérios de qualidade de imagem verificou-se:

1. Parâmetros de localização: estavam adequados em todos os tomógrafos. Foram atendidos os requisitos de exatidão entre o feixe luminoso e o corte irradiado bem como a precisão do deslocamento da mesa;

2. Exatidão do nº TC: foi atendido apenas por um equipamento. Com relação à dependência do nº TC com a espessura de corte e a kVp 18% dos tomógrafos estavam não-conformes;

3. Exatidão da espessura de corte: 82% dos tomógrafos estavam conformes;

4. Resolução de baixo contraste: todos os tomógrafos avaliados foram aprovados neste teste. A visibilização dos cilindros de baixo contraste do objeto de teste variou entre 3 a 5 mm de diâmetro para o protocolo de abdômen adulto e entre 2 a 6mm para o protocolo de crânio.

Com relação aos valores dos índices de dose foi verificado que:

1. $CTDI_{100,w}$: os valores médios calculados neste estudo não foram significativamente superiores aos níveis de referência estabelecidos internacionalmente. No entanto, a partir dos valores de terceiro quartil obtidos para os diferentes procedimentos de rotina foram obtidos valores até 43% superiores aos níveis de referência internacionais;

2. DLP: foram obtidos valores médios de até 74% acima do estabelecido. Os terceiros quartis das distribuições de DLPs para os diferentes exames foram até 132% superiores aos níveis de referência internacionais;

Os resultados obtidos indicam a necessidade de implementar programas de garantia de qualidade e de otimização para assegurar a qualidade dos serviços de radiodiagnóstico oferecidos a população.

Referências Bibliográficas

ACR (2008) (american college of radiology), disponível no site www.acr.org. Acessado em dez. 2008.

BAERT, A. L. (2007). Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography, 1st ed. Germany, Springer-Verlag.

BRENNER, D.J. AND E. J. HALL (2007). "Computed Tomography -- An Increasing Source of Radiation Exposure." N Engl J Med 357(22): 2277-2284.

BRINK, J.A., HEIKEN, J.P ET AL. (1994). "Helical CT: principles and technical considerations." Radiographics 14(4): 887-893.

BUSHONG, S.C. (2001). Radiologic Science for Technologists , 8 ed, C.V. Mosby.

BUSHBERG, J. A. S., EDWIN M. LEIDHOLDT JR. JOHN M. BOONE (2001). The Essential Physics of Medical Imaging. 2 ed. Lippincott Williams & Wilkins.

CURRY T.S., ROBERT J.E.D (1990). Christensen's Physics of Diagnostic Radiology, 3 ed. Lippincott Williams & Wilkins.

DREXLER, G., (1998). "Diagnostic reference levels in the 1990 and 1996 recommendations of the ICRP". Radiation Protection and Dosimetry, v. 80, p. 7-10.

EDYVEAN, S. (1998). Type testing of CT scanners: methods and methodology for assessing imaging performance and dosimetry. London, Medical Devices Agency Report MDA/98/25 (London: Medical devices Agency).

EUR 16262 (1999) (European Commission) "European guidelines on quality criteria for computed tomography." Luxembourg :69-78, disponível em www.drs.dk./guidelines/ct/quality/22

FAULKNER, K. (2001). "Radiation Exposure in Computed Tomography. Ed. by H D Nagel, pp. viii+85, 2000 (European Coordination Committee of the Radiological and Electromedical Industries, Frankfurt).," Br J Radiol 74(879): 298-a-299.

FDA US FOOD AND DRUG ADMINISTRATION (1985). A guide for the submission of indicial report on computer tomography x-ray system. 20p.

FLOHR, T., K. STIERSTORFER, ET AL. (2003). "Image reconstruction and image quality evaluation for a 16-slice CT scanner." *Medical Physics* 30(5): 832.

GIRALDO, J.C.R., CLAVIJO C.A., MCCOLLOUGH C.H. (2008), "Tomografía computarizada por rayos X: fundamentos y actualidad." *Revista Ingeniería Biomédica* 2(4):13-31;

GOLDING, S. J. (2005). "Multi-slice computed tomography (MSCT): the dose challenge of the new revolution." *Radiat Prot Dosimetry* 114(1-3): 303-307.

HILES, P. A., S. E. BRENNEN, ET AL. (2001). "A survey of patient dose and image quality for computed tomography scanners in Wales." *Journal of Radiological Protection* 21(4): 345.

HSIEH, J. (1998). "Adaptive streak artifact reduction in computed tomography resulting from excessive x-ray photon noise." *Medical Physics* 25(11): 2139.

HSIEH, J. (2003). *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*, 1st ed. SPIE Publications.

HUDA, W., C. C. CHAMBERLAIN, ET AL. (2001). "Radiation doses to infants and adults undergoing head CT examinations." *Medical Physics* 28(3): 393.

HUDA, W., K. A. LIEBERMAN, ET AL. (2004). "Patient size and x-ray technique factors in head computed tomography examinations. II. Image quality." *Medical Physics* 31(3): 595.

IBGE, 2005. *Pesquisa de Assistência Médica e Sanitária 2005*. Disponível no site www.IBGE.gov.br. Acessado em out 2008.

ICRP 87 (2001) (International Commission on Radiological Protection): *Managing Patient Dose in Computed Tomography*, 1st ed. Elsevier.

IAEA (2004) (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY), "Optimization of the radiological protection of patients undergoing radiography, fluoroscopy and computed tomography." In: IAEA-TECDOC-1423, IAEA, Vienna, 2004.

IAEA (2006) (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY), "Methods of surveying patient dose and image quality for obtaining local guidance (reference) levels". In: IAEA-TECDOC Guidance Levels , IAEA, Vienna, 2006.

ICRP 102 (2007): Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT): Annals of the ICRP Volume 37/1. Elsevier

ICRU 54 (1996) (International Commission on Radiation Units and Measurements): Medical Imaging - The Assessment of Image Quality

IMPACT GROUP. Disponível no site www.impactscan.org. Acessado em out 2008.

KALENDER,W. (2006). Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications, 2 ed. Wiley-VCH.

KALENDER, W. (1995). Spiral CT angiography, in Goldman LW,: Medical CT and Ultrasound: current technology and applications. New London, Folkes.

KAK, A. C., ET AL. (2002). "Principles of Computerized Tomographic Imaging." Medical Physics 29(1): 107.

LINTON, O. W. AND F. A. METTLER, JR. (2003). "National Conference on Dose Reduction in CT, with an Emphasis on Pediatric Patients." Am. J. Roentgenol. 181(2): 321-329.

MARTIN, C. J. (2008). "Radiation dosimetry for diagnostic medical exposures." Radiat Prot Dosimetry 128(4): 389-412.

MCCOLLOUGH, C. H., M. R. BRUESEWITZ, ET AL. (2004). "The phantom portion of the American College of Radiology (ACR) Computed Tomography (CT) accreditation program: Practical tips, artifact examples, and pitfalls to avoid." Medical Physics 31(9): 2423.

MCNITT-GRAY, M. F. (2002). "AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT: Radiation Dose in CT." Radiographics 22(6): 1541-1553.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, 1998. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico – Regulamento Técnico de Ministério da Saúde. Portaria nº 453 de 01/06/1998 publicada no diário Oficial da União em 2/06/1998 nº 103.

NATTERER, F., AUTHOR, ET AL. (2002). "Mathematical Methods in Image Reconstruction." *Medical Physics* 29(1): 107.

SEERAM,E. (2008). *Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications and Quality Control*, 3 ed. USA, Saunders;

SCHECK, R. J., E. M. COPPENRATH, ET AL. (1998). "Radiation dose and image quality in spiral computed tomography: multicentre evaluation at six institutions." *Br J Radiol* 71(847): 734-744.

SHRIMPTON, P.C. (2000) "Reference dose for pediatric computed tomography." *Radiation Protection Dosimetry* 90(1): 249 – 252.

SHRIMPTON, P.C. (2003) "Doses from computed tomography examinations in the UK – 2003 review." Disponível em www.hpa.org.uk/radiation/publications.

SHRIMPTON, P. C., M. C. HILLIER, ET AL. (2005). "National survey of doses from CT in the UK: 2003." *Br J Radiol* 79(948): 968-980.

SIEGEL, M. J., B. SCHMIDT, ET AL. (2004). "Radiation Dose and Image Quality in Pediatric CT: Effect of Technical Factors and Phantom Size and Shape." *Radiology*: 23 (3) 515:522 .

SMITH S.W. (1997). *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*, copyright - 1997-2007 by California Technical Publishing.

UNSCEAR (2000), *Medical Radiation Exposure*, New York, United Nations;

YATES, S. J., L. C. PIKE, ET AL. (2004). "Effect of multislice scanners on patient dose from routine CT examinations in East Anglia." *Br J Radiol* 77(918): 472-478.