



INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA

MARLON DA SILVA BRANDÃO RODRIGUES
CAMILA NASCIMENTO DAS NEVES

**PROPOSTA DE UM PROTOCOLO DE CONTROLE DE QUALIDADE
EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA, COM ÊNFASE NAS
NOVAS TECNOLOGIAS.**

RIO DE JANEIRO

2016

MARLON DA SILVA BRANDÃO RODRIGUES
CAMILA NASCIMENTO DAS NEVES

PROPOSTA DE UM PROTOCOLO DE CONTROLE DE QUALIDADE
EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA, COM ÊNFASE NAS NOVAS
TECNOLOGIAS.

Trabalho de conclusão curso
apresentado como requisito para
aprovação no curso de proteção
radiológica do Instituto de
Radioproteção e Dosimetria.

Orientador: Prof. Dra. Simone
Kodlulovich Renha.

RIO DE JANEIRO

2016

MARLON DA SILVA BRANDÃO RODRIGUES
CAMILA NASCIMENTO DAS NEVES

PROPOSTA DE UM PROTOCOLO DE CONTROLE DE QUALIDADE EM
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA, COM ÊNFASES NAS NOVAS
TECNOLOGIAS.

Banca examinadora do Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como
requisito para obtenção do Grau de Especialista em Proteção Radiológica.

RESULTADO: _____

ORIENTADOR: _____

1º AVALIADOR: _____

2º AVALIADOR: _____

RIO DE JANEIRO

2016

SUMÁRIO

1	Introdução.....	6
2	Fundamentos Teóricos.....	8
2.1	Histórico.....	8
2.2	Gerações de tomógrafos.....	9
2.3	Tomógrafo Helicoidal.....	12
2.4	Tomógrafo multicorte.....	12
2.5	Princípios básicos de funcionamento.....	13
2.6	Descritores de dose.....	21
3	Garantia da Qualidade.....	25
3.1	Testes de Aceitação.....	25
3.2	Provas de Estado.....	26
3.3	Teste de Constância ou de Estado.....	26
4	Materiais e Métodos.....	26
4.1	Materiais.....	27
4.2	Simuladores.....	28
5	Resultados: Proposta do protocolo de controle de qualidade.....	30
	Parte I: Testes realizados pelos operadores (técnicos e tecnólogos).....	30
5.1	Teste de alinhamento de luz.....	30
5.2	Precisão do Topograma.....	34
5.3	Exatidão do número de CT, nível de ruído, uniformidade e artefatos.....	35
5.4	Monitor e impressora.....	39
	Parte II: Testes do físico médico.....	40
5.5	Inspeção visual e revisão do programa.....	40
5.6	Alinhamento das luzes.....	44
5.7	Precisão do topograma.....	44
5.8	Dose de radiação.....	44
5.9	Ruído da imagem, uniformidade da imagem e precisão do número de TC.....	50
5.10	Monitor e impressora.....	54
5.11	Espessura de corte da imagem reconstruída.....	57
5.12	Largura de feixe do raios X.....	63
5.13	Resolução espacial de alto contraste.....	65
5.14	Resolução espacial de baixo contraste.....	67
6	Conclusão.....	69
7	Referências.....	70

RESUMO

A utilização da tomografia computadorizada (TC) vem crescendo continuamente ao longo dos anos e ampliando suas aplicações nas diferentes modalidades médicas. Como resultado, verificou-se um aumento da frequência de exames e da dose coletiva. Uma das estratégias para maximizar os benefícios desta importante modalidade de imagem é a implementação de programas de otimização da proteção. Como parte deste processo, deve ser estabelecido um controle de qualidade que permita assegurar o correto desempenho do tomógrafo. Os protocolos de controle de qualidade podem ser bastante úteis para realizar todos os testes de forma padronizada e com valores de tolerância bem estabelecidos. No entanto, para acompanhar os avanços constantes da tecnologia, estes protocolos devem ser constantemente revisados e atualizados de forma a permitir sua aplicação nos diferentes modelos existentes. O objetivo deste trabalho é desenvolver um protocolo de controle de qualidade com base nas recomendações internacionais bem como nas normas nacionais.

ABSTRACT

The use of computed tomography (CT) has continuously grown over the years and expanding its applications in different medical procedures. As a result, there was an increase of frequency and in collective dose. One of the strategies to maximize the benefits of this important imaging modality is the implementation of optimization of protection programs. As part of this process, a quality control should be established to ensure the correct performance of the scanner. Quality control protocols can be very useful to carry out all tests in a standard methodology and well-established tolerance values. However, to keep up with the constant advances in technology, these protocols must be constantly reviewed and updated to allow its application in different existing models. The objective of this work is to develop a quality control protocol based on international recommendations and in national standards.

1 Introdução

O advento da tomografia computadorizada (TC) revolucionou a radiologia diagnóstica. Desde o início da década de 1970, a frequência de exames tem aumentado rapidamente (BRENNER; HALL, 2007).

Segundo a UNSCEAR (2008), em 1990 a dose coletiva referente às exposições médicas representava 20% da dose anual no Reino Unido. Em 1998 este número aumentou para 40% e em 2003 chegou a representar 50% da dose coletiva anual. A União Europeia apresenta um valor de dose coletiva referente às exposições médicas 50% maior do que o valor apresentado pelo Reino Unido e o valor apresentado pelos Estados Unidos é 400% mais alto.

A introdução dos equipamentos multicortes, os quais possibilitaram obter múltiplos cortes simultaneamente em uma única rotação, sem um treinamento adequado dos operadores também contribuiu para um aumento das doses para os pacientes. A dose efetiva em um procedimento de tórax aumentou de aproximadamente 1,8 mSv para 2,5 mSv, segundo o relatório UNSCEAR, 2008. Neste mesmo relatório observa-se doses no cristalino de 35,1 mGy no plano coronal e 24,5 mGy no plano axial e na tireoide as doses de 2,9 mGy no plano coronal e 1,4 mGy para o plano axial. Estes valores indicam que deve haver uma preocupação adicional com as doses absorvidas em órgãos que não são de interesse clínico, mas são também expostos durante o exame.

Em uma tomografia abdominal de um neonato, dependendo do protocolo utilizado, a dose absorvida no estômago pode chegar a 20 mGy, que eleva a preocupação com os efeitos estocásticos (BRENNER; HALL, 2008).

A tomografia é utilizada para diferentes aplicações clínicas, tanto em pacientes sintomáticos. Embora os riscos para os pacientes não sejam elevados, o aumento da exposição à radiação na população pode ser um problema de saúde pública no futuro (BRENNER; HALL, 2007).

O número de equipamentos de tomografia aumentou rapidamente, tanto nos Estados Unidos quanto em outros países, como o Japão. De acordo com uma pesquisa realizada em 1996, haviam nos Estados Unidos 26 equipamentos/milhão de habitantes e no Japão 64 equipamentos/milhão de habitantes (BRENNER; HALL, 2007). Atualmente, estima-se que mais de 62 milhões de tomografias

computadorizadas são realizadas anualmente nos Estados Unidos, em comparação com cerca de três milhões de exames em 1980. Este aumento foi impulsionado especialmente pelos avanços tecnológicos como aquisições mais rápidas e melhor resolução espacial (BRENNER; HALL, 2007).

No Brasil, a utilização de equipamentos emissores de radiação ionizante também continua crescendo. Segundo dados do Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde (DATASUS) de maio de 2010, existem 92.334 equipamentos geradores de radiação ionizante e 88.694 em uso. Dentre estes, têm-se 2.792 tomógrafos e 2.552 em uso, representando 1,5 aparelhos/100.000 habitantes (Caderno de Informação da Saúde, 2010).

De acordo com o levantamento de 2009 do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), existem 3.019 equipamentos de tomografia, sendo 382 pertencentes a hospitais públicos e 2.637 a hospitais da rede privada (IBGE, 2009).

No ano de 2009 foram solicitados quase dois milhões de procedimentos de imagem em tomografia pelo SUS tanto na esfera privada quanto pública, gerando um gasto de aproximadamente 204 milhões segundo o DATASUS (Caderno de Informação da Saúde, 2010).

Apesar do aumento da frequência de exames e das doses recebidas pelos pacientes nestes procedimentos pouca atenção tem sido dada à otimização da proteção a qual inclui o controle de qualidade sistemático dos equipamentos de tomografia de forma a obter a imagem requerida para o diagnóstico com a menor dose de radiação para os pacientes. Atualmente estão disponíveis diferentes metodologias para realização dos testes de controle de qualidade. No entanto, não existe no Brasil um protocolo devidamente atualizado que possa ser aplicado nos departamentos de imagem existentes no país.

O objetivo deste trabalho é desenvolver um protocolo de controle de qualidade com base nas recomendações internacionais bem como nas normas nacionais.

2 Fundamentos Teóricos

2.1 Histórico

A tomografia computadorizada (TC) trata-se de um método de diagnóstico por imagem que utiliza a radiação X. Esta técnica permite obter imagens de uma seção do corpo humano nos três planos do espaço (ETSUS, 2016) (BUSHONG, 2010).

A técnica de Tomografia Computadorizada se mostrou revolucionária desde o início de sua criação. Desenvolvida no início da década de 70, rendeu aos seus inventores o prêmio Nobel de medicina de 1979 (ETSUS, 2016) (BUSHONG, 2010).

Devido à importância desta técnica para o diagnóstico, avanços tecnológicos constantes têm se verificado como a redução do tempo de aquisição e de reconstrução, melhoria da qualidade das imagens e novas ferramentas de otimização que permitiram uma redução significativa da dose de radiação (ETSUS, 2016) (BUSHONG, 2010).

O termo “tomos” de origem grega significa corte ou seção. As primeiras imagens eram produzidas por um planígrafo, no qual as imagens eram sobrepostas a partir de várias aquisições (ETSUS, 2016).

Em 1917 o matemático austríaco John Randon propôs uma função matemática que futuramente possibilitou o tratamento das imagens tomográficas, nomeada de Transformada de Randon (ETSUS, 2016).

A partir da observação dos tratamentos em radioterapia, Allan MacLeod Cormac (1956) supôs que um estudo de atenuação do tecido decorrente do uso da radiação ionizante poderia auxiliar na eficiência de tratamentos. Em 1963 propôs um modelo experimental de um tomógrafo (ETSUS, 2016).

David E. Kuhl e Roy Q. Edwards em 1959 utilizaram radioisótopos como fontes de radiação gama para a geração de imagens em tomografia, o que posteriormente possibilitou a criação da tomografia por emissão de pósitrons. Em 1961, o neurologista William H. Oldendorf utilizando uma fonte de I^{131} e um detector acoplado a uma fotomultiplicadora verificou que uma estrutura interna de um

material muito denso pode ser observada a partir de múltiplas projeções e ângulos (ETSUS, 2016).

Em 1967, Godfrey Newbold Hounsfield, percussor e responsável pela primeira geração de tomógrafos, unificou a tomografia a um computador. A partir dos experimentos de Oldendorf, Hounsfield utilizou um tubo de raios X como fonte de radiação, eliminando a utilização de radioisótopos para a geração de imagens em tomografia. O primeiro tomógrafo de uso clínico instalado em 1971 era dedicado exclusivamente a exames de crânio devido ao longo tempo de duração do procedimento o qual podia chegar a vinte minutos. Com o avanço dos computadores, este tempo de exposição foi reduzido a cinco minutos (ETSUS, 2016).

2.2 Gerações de tomógrafos

Na 1ª geração de TC, a geometria de aquisição baseava-se nos movimentos de rotação e translação do tubo de raios X. O feixe apresentava a forma de lápis, com a presença de 1 a 3 detectores posicionados ao lado oposto ao tubo de raios X. Iniciando com um ângulo particular, o tubo de raios X e o sistema detector transladavam linearmente através do campo de visão, adquirindo 160 raios paralelos através de um FOV de 24 cm. Quando o sistema de detector e tubo completava seu movimento de translação, o sistema total passava por uma rotação de um grau, e outra translação era iniciada para adquirir 160 raios na próxima projeção. Este procedimento era repetido até que 180 projeções fossem adquiridas a intervalos de um grau. Um total de $180 \times 160 = 28.800$ raios era medido (Figura 1). A principal desvantagem deste sistema era o tempo de aquisição, aproximadamente cinco minutos para obter uma única imagem (ETSUS, 2016) (BUSHONG, 2010).

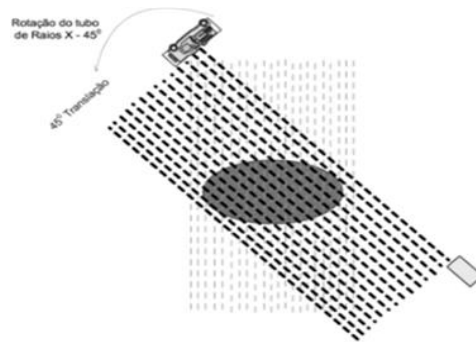


Figura 1. Representação de um TC de 1ª geração (ETSUS, 2016).

Na 2ª Geração o número de detectores aumentou para 30, o feixe passou a ser em forma de leque, mas o movimento continuava a ser rotação-translação (Figura 2). Após cada varredura, todo o conjunto fonte-detector realizava uma rotação de 6° formando um ciclo que era repetido até formar um ângulo de 180°. Apenas 18 translações eram necessárias para a obtenção de uma imagem e cada corte levava cerca de 20 segundos. Apesar de inferior ao requerido no sistema de primeira geração, este tempo ainda representava uma limitação para as aplicações da TC (ETSUS, 2016)..

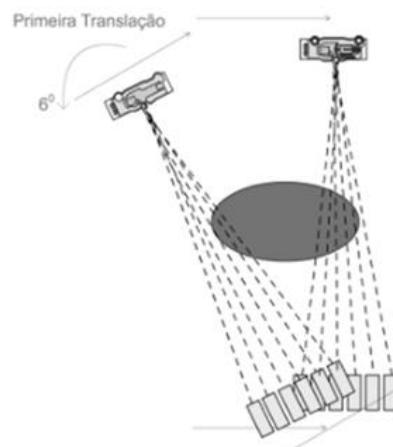


Figura 2: Representação de um TC de 2ª Geração (ETSUS, 2016).

Os tomógrafos de 3ª Geração eliminaram o movimento de translação, mantendo apenas o movimento de rotação de 360° do conjunto fonte-detector (Figura 3). O tempo de aquisição era de um segundo, contribuindo para a redução de artefatos devido ao movimento dos pacientes. No entanto, esta nova geometria proporcionava um novo tipo de artefato, conhecido como artefato em forma de anéis (ETSUS, 2016) (BUSHONG, 2010).

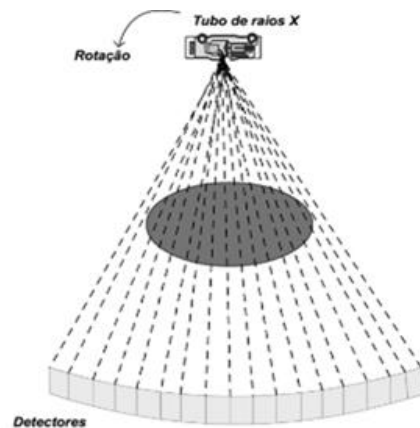


Figura 3: Representação de um TC de 3ª Geração (ETSUS, 2016).

Os tomógrafos de 4ª Geração eram constituídos por um arco de 360° de 4000 detectores estacionários onde apenas o tubo de raios X realizava o movimento de rotação (Figura 4). Porém, devido às interações de fótons com um mesmo detector, este equipamento gerava muita radiação espalhada (ETSUS, 2016).

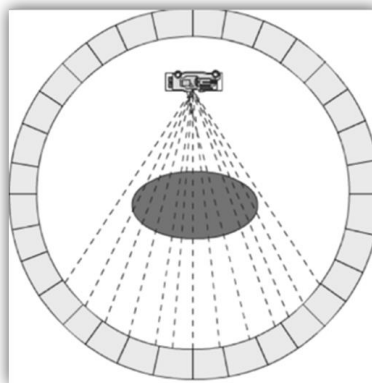


Figura 4. Representação de um TC de 4ª Geração (ETSUS, 2016)

O arranjo fixo de detectores dos tomógrafos de quarta geração permite que o detector seja calibrado e seu sinal normalizado para cada imagem. Este sistema não apresenta artefatos tipo anel e o tempo de aquisição era menor que um segundo (ETSUS, 2016) (BUSHONG, 2010).

Os tomógrafos da quinta geração foram construídos entre 1980 e 1984 para exames cardíacos (Figura 5). Estes tomógrafos eram capazes de obter imagens do coração praticamente sem artefatos de movimento, pois adquiriam imagens em 50 ms. O feixe de elétrons atingia os anéis de tungstênio gerando radiação X. Após atravessarem o paciente, os fótons incidiam nos detectores que estavam

posicionados ao lado oposto aos anéis de tungstênio. Neste sistema, tanto a fonte quanto os detectores eram estacionários (ETSUS, 2016) (BUSHONG, 2010).

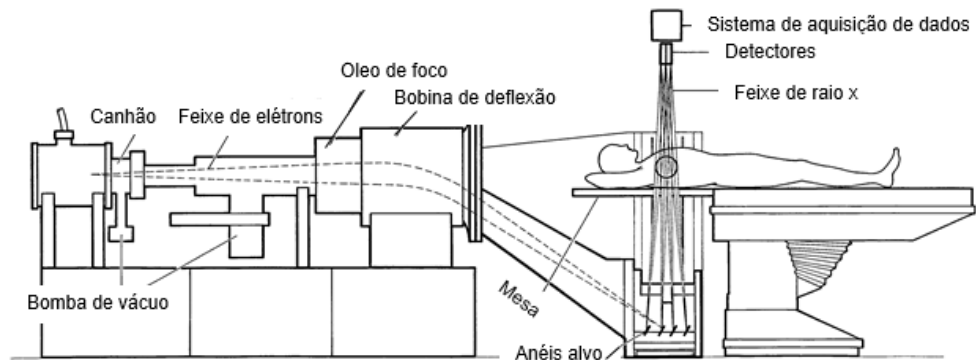


Figura 5. Representação esquemática de um tomógrafo computadorizado de 5ª Geração (KALENDER, 2006)

2.3 Tomógrafo Helicoidal

O tomógrafo helicoidal apresenta a geometria do sistema de 3ª geração, porém dispõe de um conjunto de anéis deslizantes que possibilita que a alta tensão seja fornecida ao tubo sem a utilização de cabos. A varredura é realizada de maneira contínua, com a mesa se deslocando em velocidade constante enquanto os cortes são adquiridos. A aquisição é volumétrica e o movimento helicoidal (Figura 6). Em sistemas de corte único, o fator de passo ou *pitch* representa a razão entre o deslocamento da mesa por rotação e a espessura do feixe (ETSUS, 2016) (BUSHONG, 2010).

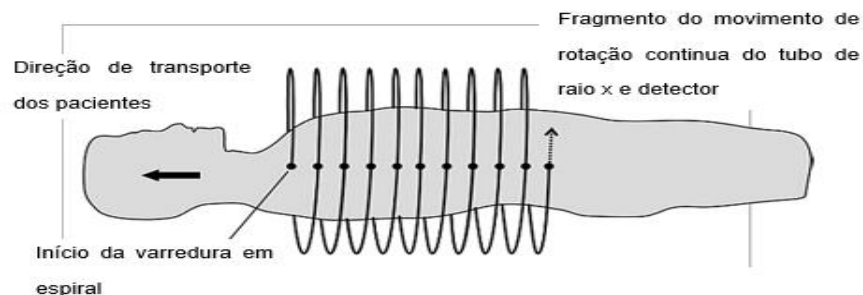


Figura 6. Representação do princípio de varredura helicoidal. (KALENDER, 2006).

2.4 Tomógrafo multicorte

A introdução do tomógrafo multicorte possibilitou obter múltiplos cortes simultaneamente em uma única rotação reduzindo de forma significativa o tempo de aquisição (Figura 7). Com esta nova configuração, o feixe é em forma de cone.

O primeiro modelo foi desenvolvido pela Elscint, Twin Flash Dual que permitia adquirir dois cortes simultaneamente (ICRP, 2007).

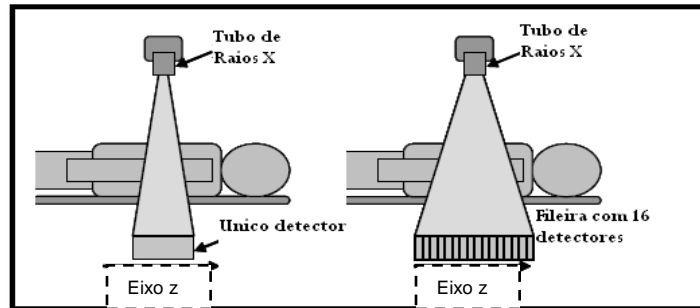


Figura 7. Comparação dos detectores em TC multicortes (à direita) e de corte único (à esquerda). (IMPACT, 2005).

2.5 Princípios básicos de funcionamento

2.5.1 Componentes do Tomógrafo.

2.5.1.1 Gantry

A estrutura principal de um tomógrafo é o *gantry* (Figura 8). No seu interior encontram-se: o tubo de raios X, o conjunto de detectores, o sistema de colimação, os filtros e o sistema de refrigeração. Na parte externa, localizam-se os comandos para movimentar a mesa, angulação do *gantry* e o sistema laser para alinhamento do paciente em relação ao isocentro do equipamento. (BUSHONG, 2010) (BUSHONG, 2000).

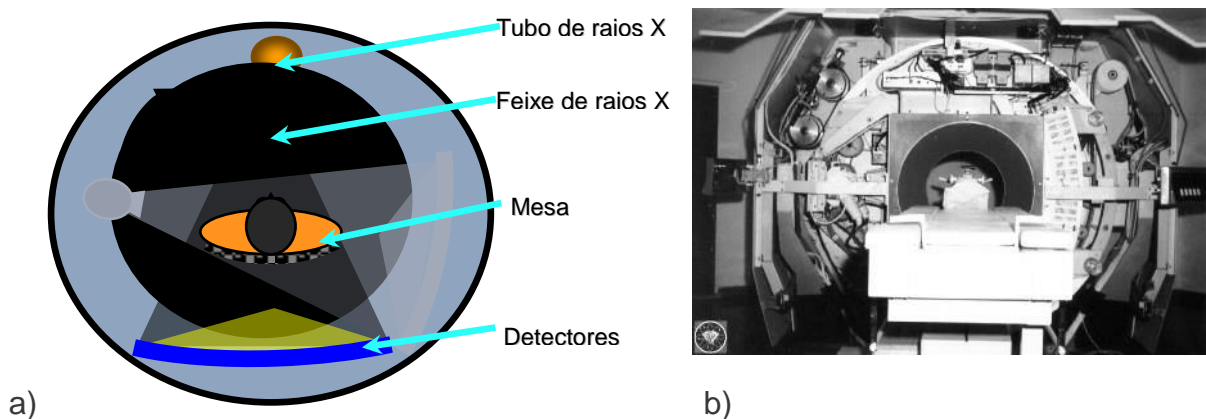


Figura 8. A) representação esquemática do gantry. B) visão interna do gantry e seus componentes.

2.5.1.2 Tubo de raios X

Os tubos de raios X utilizados nos tomógrafos requerem maior capacidade térmica de armazenamento e de dispersão do calor, em especial em sistemas helicoidais e multicortes, onde são realizadas aquisições de imagem de grandes extensões do corpo de forma contínua por tempos de até 60 s com altas correntes aplicadas (WOLBARST, 2005) (AAPM,2008).

Os tubos convencionais de vidro (borossilicato) foram substituídos por tubos com revestimentos metálicos e isolantes cerâmicos entre o anodo e catodo. Foram desenvolvidos anodos mais espessos e maiores, melhorando assim a troca de calor. O pesado conjunto que compunha a base do anodo foi substituído por uma base de grafite, com capacidade de dissipação de calor dez vezes maior que o tungstênio (WOLBARST, 2005) (AAPM,2008).

Nos primeiros tomógrafos, os geradores eram trifásicos e de baixa frequência (60 Hz), localizados fora do *gantry*. Esta configuração requeria a utilização de cabos de alta tensão para ligar os geradores externos ao tubo, impedindo assim o movimento contínuo do sistema. A aquisição axial era realizada corte a corte para o retorno do cabo. (BUSHONG, 2010).

Atualmente utilizam-se circuitos de alta frequência (3000 Hz), de reduzidas dimensões, localizados dentro do *gantry*. Este sistema utiliza a tecnologia dos anéis deslizantes o qual permite a rotação contínua do conjunto fonte-detector simultaneamente com o deslocamento da mesa (BUSHONG, 2010).

2.5.1.3 Detectores

Nos tomógrafos multicortes os detectores a gás foram substituídos por detectores semicondutores. O sistema detector deve atender a características como: alta eficiência de detecção, resposta rápida, ampla faixa dinâmica, linearidade, baixa sensibilidade a variações de tensão e de temperatura e pequena dimensão, além de baixo custo e viabilidade (KEAT, 2005).

2.5.1.4 Filtro

Em adição à filtração inerente do tubo, tipicamente de 3 mm, utiliza-se filtros planos ou quadrados. Os filtros planos, como folhas de cobre de 0,1 a 0,4 mm de espessura, desviam o espectro para energias mais altas. A radiação de baixa

energia, que contribui para o aumento da dose no paciente e pouco para a imagem, é fortemente reduzida. Com a utilização de filtração adicional, uma potência mais elevada do tubo de raios X é requerida (KALENDER, 2011).

Os filtros “*bow-tie*” atenuam pouco no centro e fortemente na periferia (Figura 9). Estes filtros reduzem a demanda na faixa dinâmica do detector como também a intensidade da radiação espalhada proveniente de objetos periféricos e ainda, a dose no paciente. Os filtros são constituídos de material de baixo Z, como o teflon, para que tanto no centro quanto na periferia, o espectro do feixe possa se manter tão baixo quanto possível (KALENDER, 2004) (AAPM,2008).

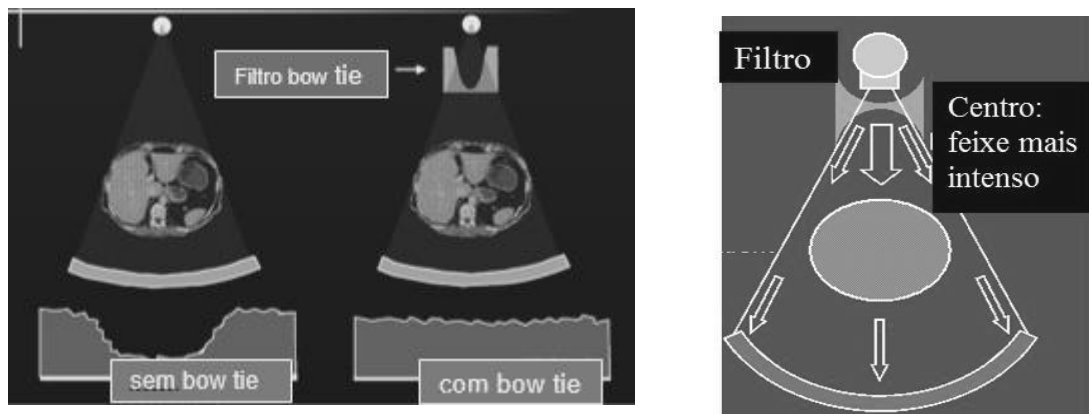


Figura 9. Representação esquemática dos filtros *bow-tie*.

2.5.1.5 Colimadores

Nos tomógrafos existem os colimadores pré-paciente e pós-paciente, além de filtros e blindagens que fornecem a filtração do espectro, a definição do tamanho de corte e protegem da radiação espalhada (Figura 10).

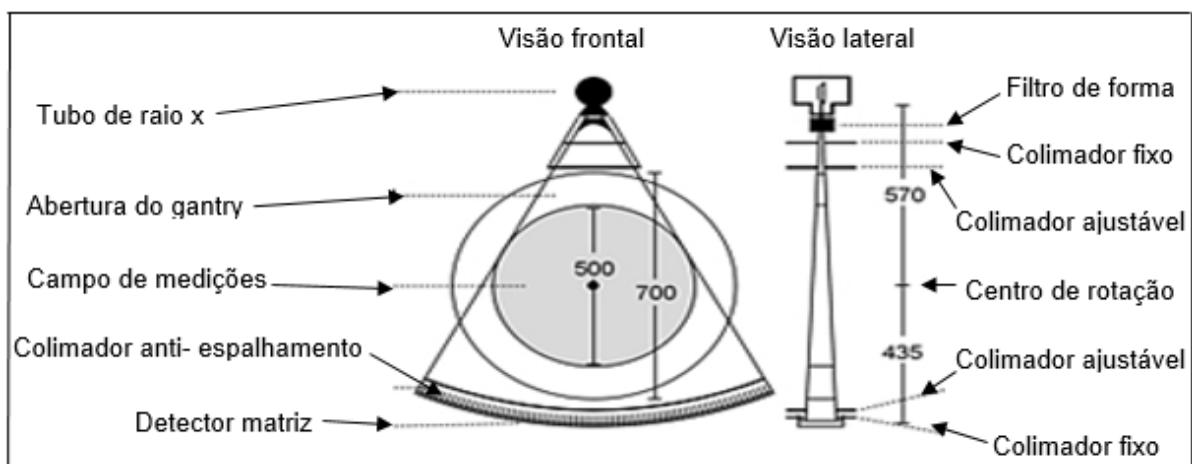


Figura 10. Esquema dos componentes de um tomógrafo (Kalender, 2011).

O primeiro colimador encontra-se próximo ao foco para reduzir a radiação gerada “grosseiramente” e dar uma primeira definição do feixe. Esta primeira redução do feixe é fornecida pelo cabeçote de chumbo do tubo, que apresenta uma abertura para a primeira definição do feixe em cone ou leque (GOLDAMAN, 2008; KALENDER, 2011).

O colimador fixo determina o feixe máximo permitido e o colimador ajustável permite variar a colimação para a espessura de corte desejada nos sistemas de corte único (GOLDMAN, 2008; KALENDER, 2011).

O último colimador é posicionado tão afastado quanto possível do foco para minimizar as regiões de penumbra causadas pelo tamanho finito do foco (GOLDMAN, 2008; KALENDER, 2011).

Em adição ao colimador móvel opcional, existe sempre um colimador fixo para minimizar a contribuição do sinal da radiação espalhada. Colimadores opcionais anti-espalhamento servem para a mesma função e são constituídos por um sistema de finas lâminas de material fortemente absorvedor posicionado entre os elementos detectores (GOLDMAN, 2008; KALENDER, 2011).

2.5.1.6 Sistema de Controle Automático de Exposição

Os tomógrafos modernos dispõem de um sistema de controle automático de exposição (CAE) de forma a otimizar a dose, obtendo-se assim a dose de radiação necessária para obter a imagem com qualidade de imagem diagnóstica. Diferentes modelos foram desenvolvidos e seu funcionamento varia conforme o fabricante. Atualmente, os principais modelos existentes baseiam-se em:

- Tamanho do paciente: Um paciente pequeno pode ser irradiado com uma corrente menor que um paciente grande, conseqüentemente, reduzindo a dose (KEAT, 2005);
- Tipo de material (Tecido): No topograma são avaliados os níveis de atenuação de cada região anatômica em estudo. Durante a aquisição das imagens, a corrente diminui ao passar por regiões de menor atenuação e aumenta para tecidos mais densos (KEAT, 2005);
- Ângulo de radiação: a partir do topograma verifica-se a espessura do paciente em cada ângulo de radiação. Quando o conjunto fonte-detector está na posição 0°, indica que uma menor espessura será atravessada pelos fótons e menor corrente

será utilizada. Na posição 90° a corrente é aumentada devido a maior espessura do paciente nesta posição (KEAT, 2005).

Na Figura 11 pode se observar imagens da distribuição de dose e os níveis de ruído com e sem a utilização do sistema de controle automático de exposição.

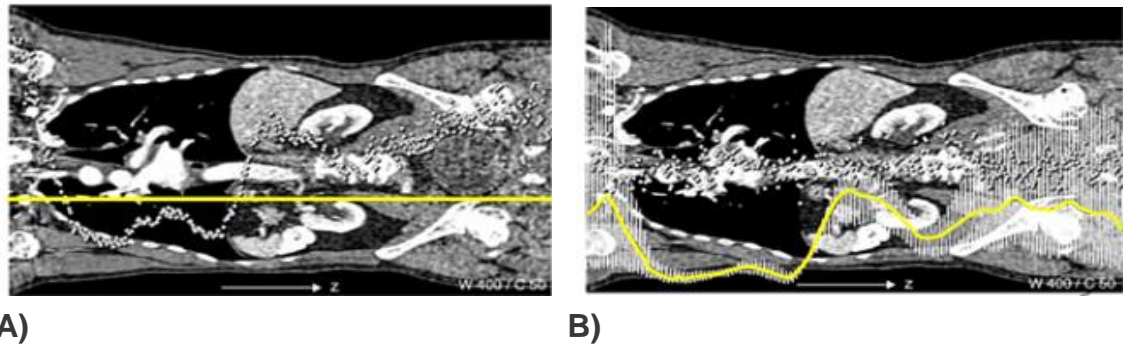


Figura 11. Imagens da distribuição da dose: com (A) e sem (B) o controle automático de exposição (KALENDER, 2004).

2.5.1.7 Console do equipamento

O console de operação contém os controles dos movimentos do gantry, da mesa do paciente, bem como os controles para seleção dos fatores técnicos para a reconstrução. O console de visualização do médico recebe a imagem enviada pelo console do operador para a visualização e diagnóstico. (BUSHONG, 2010).

2.5.2 Aquisição da imagem

A partir da interação dos fótons provenientes do tubo de raios X com o corpo, parte da energia até alcançar o detector (TAUHATTA et al., 2009) (MEDEIROS, 2009). O sinal detectado é proporcional à intensidade do raio e é uma medida da atenuação sofrida pelo feixe ao interagir com o corpo. A interação depende da energia e da massa do meio. A energia média dos fótons em tomografia situa-se entre 20 a 70 keV. A atenuação do feixe é obtida por:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad \text{Equação 1}$$

Sendo: I a intensidade final, I_0 a intensidade inicial, x a espessura e μ o coeficiente de atenuação total.

Na fase de aquisição de dados o sistema faz uma varredura das estruturas em estudo. Como corpo humano é constituído por tecidos de diferentes coeficientes de atenuação é necessário considerar a atenuação de cada material em cada corte.

Para a formação dos dados de projecção deve se considerar o coeficiente de atenuação de cada pixel, observando o coeficiente de atenuação de cada material presente nas diversas direcções segundo Equação 2:

$$T_{\theta}(x) = \ln \frac{I}{I_0} = X \sum_{\text{fonte}}^{\text{detector}} \mu(x, y) \quad \text{Equação 2}$$

Onde: $T_{\theta}(x)$ é o somatório da transmissão dos raios X no ângulo θ , e a integral de μ x, y corresponde à soma das atenuações nos planos x e y. Com estes dados é possível definir o valor de cada pixel.

As projecções representam um perfil da atenuação. Na produção da imagem são necessárias várias projecções em diferentes ângulos em um intervalo de tempo (Figura 12). Para calcular o número total das medições de atenuação é necessário multiplicar o número de projecções pelo raio de cada projecção (KAK, 2002).

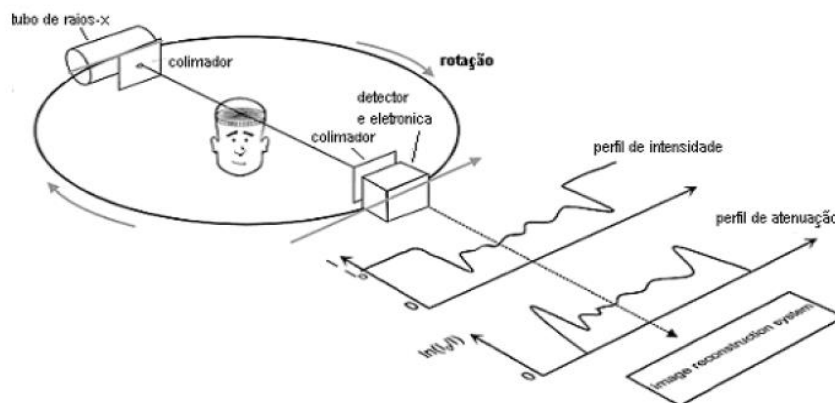


Figura 12. Esquema de atenuação em cada ângulo. (KALENDER, 2012)

2.5.3 Reconstrução da imagem

Baseado nos diferentes tipos de atenuações entre o fóton e o meio definiu-se a escala de Hounsfield ou números de CT, que considera como padrão o coeficiente de atenuação da água. O número de CT é definido por (ETSUS, 2016) (MEDEIROS, 2009):

$$n^{\circ} \text{ de CT} = \frac{\mu_t - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \times K$$

Equação 3

Onde:

μ_t = Coeficiente de atenuação do tecido; $\mu_{\text{água}}$ = Coeficiente de atenuação da água

K= constante ou fator de contraste

Os valores dos coeficientes de atenuação dos tecidos variam de +1000 a -1000 e zero para a água.

Depois de obtidos os valores de atenuação, os dados são armazenados no *raw data* (dados brutos) ou sinograma. Estes dados contêm as informações da matriz. O pixel é a representação bidimensional das linhas (eixo x) e colunas (eixo y) e está diretamente relacionado à resolução espacial. Um pixel com uma informação de volume (eixo z) é denominado de voxel (Figura 13) (BUSHONG, 2010) (AUGUSTO, 2009).

O campo de visão "*FOV*" (*field of view*) representa o diâmetro selecionável da área visualizada. Há dois tipos de FOV: o SFOV que depende da região anatômica de estudo e o DFOV que é selecionado no processamento para agrupar ou magnificar uma região de interesse. O valor de pixel é definido pela razão entre o valor do FOV e o tamanho da matriz. As matrizes mais comumente utilizadas são de 512 x 512 e 1024 x 1024 (BUSHONG, 2010) (AUGUSTO, 2009).

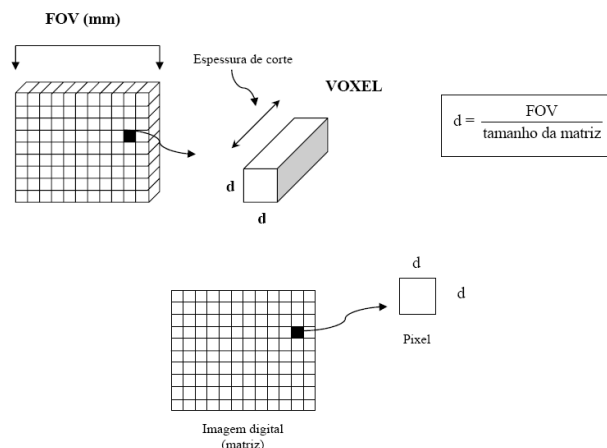


Figura 13. Esquema de apresentação da matriz (AUGUSTO, 2009).

A reconstrução da imagem pode ser por retroprojeção simples, retroprojeção filtrada e iterativa. No Brasil, o método ainda mais utilizado é a retroprojeção filtrada que consiste em superpor os sinais de atenuação (MEDEIROS, 2009).

A retroprojeção simples é um método de soma ou de superposição linear que consiste em somar os dados dos perfis das projeções da imagem, que são retroprojetados para localização do ponto (Figura 14). Devido ao somatório de diversos perfis de projeções ocorre um borrosidade na imagem, que pode ser corrigido por um filtro de convolução (AUGUSTO, 2009).

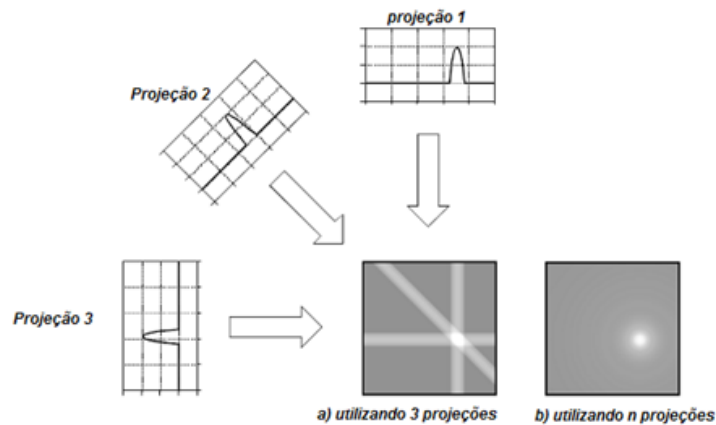


Figura 14. Esquema de reconstrução da retroprojeção simples (AUGUSTO, 2009).

A retroprojeção filtrada consiste na retroprojeção simples com a utilização do filtro de convolução que corrige a borrosidade na imagem gerada. Na reconstrução da imagem, a partir de um número n de perfis de projeções é possível torná-la mais próxima da imagem real (Figura 15). Existem diferentes tipos de filtros matemáticos que são aplicados de acordo com o objetivo clínico (AUGUSTO, 2009).

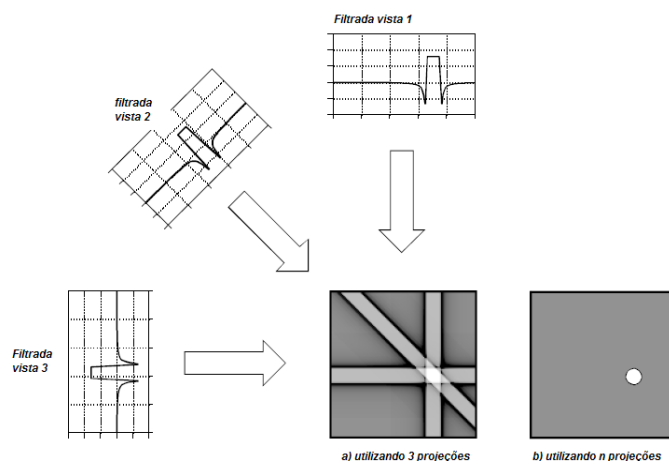


Figura 15. Esquema de reconstrução por retroprojeção filtrada (AUGUSTO, 2009).

Na fase de apresentação da imagem ocorre a conversão dos dados e sua apresentação no monitor. Nesta fase é possível manipular a apresentação da

selecionando a janela mais adequada para avaliação da estrutura. (MEDEIROS, 2009) (ETSUS, 2016).

2.5.4 Visualização e Manipulação das Imagens

O exame tomográfico é composto de uma ampla faixa de tonalidades de cinza (cerca de 4090 tons). No entanto, o olho humano é capaz de distinguir apenas entre 60 e 80 tons de cinza. As limitações encontram-se também nos monitores clínicos que se limitam a visualização de 1024 tonalidades. Entretanto, toda esta faixa fica disponível no equipamento e pode ser selecionada em intervalos que facilitem a visualização de estruturas específicas, mais ou menos densas, por exemplo. Esse processo é denominado de janelamento e pode ser realizado diretamente no comando do tomógrafo.

A largura da janela (*window width* - WW) é a faixa de números CT que pode ser selecionada de forma a favorecer a visualização de tecidos diversos. Por exemplo, quando se deseja visualizar diferenças de densidades em imagens de pulmão, utiliza-se uma janela larga. Quando se deseja visualizar pequenas diferenças de atenuação, como no cérebro, deve ser escolhida uma janela estreita. O valor central (*window level* - WL) da faixa escolhida corresponderá ao valor médio de número CT das estruturas em estudo (ETSUS, 2016) (AAPM, 2008).

2.6 Descritores de dose

Em tomografia são definidas grandezas específicas para quantificar as doses de radiação recebidas pelos pacientes. Diferente da radiografia convencional, onde as curvas de isodose decrescem à medida que se afastam do ponto de incidência do feixe, na tomografia, devido ao modo de aquisição, as curvas de dose são mais elevadas na superfície e diminui na região central, conforme Figura 16. (MARTIN, 2008).

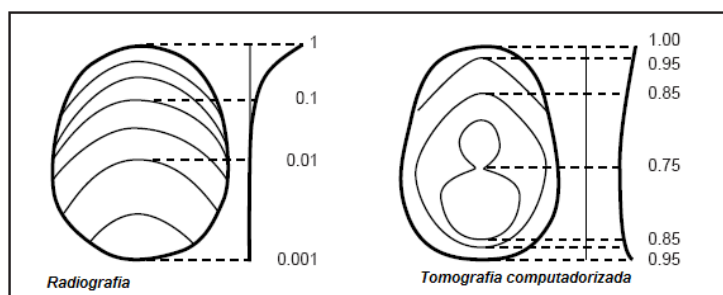


Figura 16. Distribuição das doses em radiografia e tomografia computadorizada.

O parâmetro de dose de radiação fundamental em TC é o índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI). A partir desta grandeza são definidos o CTDI volumétrico (CTDIvol), o DLP (*Dose Length Product*) e a dose efetiva (E).

2.6.1 CTDI

O CTDI descreve a soma de toda contribuição para a dose ao longo do eixo z, de uma série de exposições contínuas (Figura 17). Pode ser obtido em uma varredura axial a partir da razão entre a dose absorvida total e a largura do feixe de raios X.

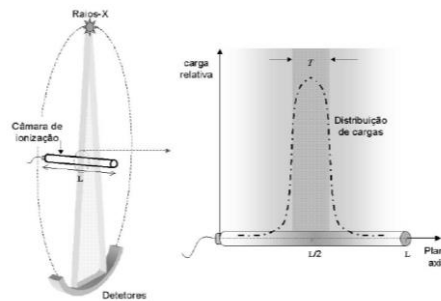


Figura 17. Representação de uma câmara de ionização no centro do campo de radiação e o respectivo perfil de dose.

2.6.2 CTDI_w

A distribuição de dose típica do exame de TC é mais elevada na superfície e diminui na direção central do objeto. Portanto, para regiões como o crânio, as doses na periferia e no centro são similares. Entretanto, para uma região anatômica maior como o abdômen, a dose no centro passa a corresponder à metade da dose na superfície (Figura 18).

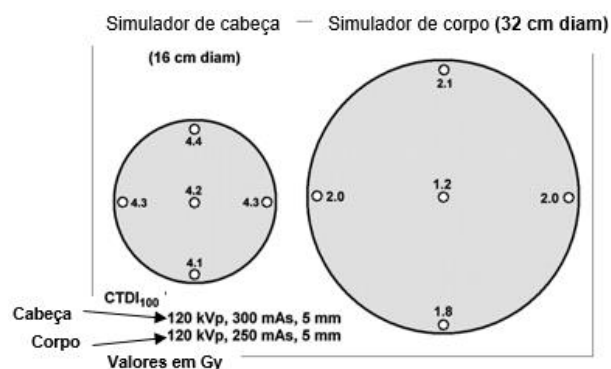


Figura 18. Distribuição de CTDI₁₀₀ para um exame de TC de cabeça e de corpo.

Para a determinação do CTDI_w utiliza-se um simulador padrão de polimetilmetacrilato (PMMA) de 16 ou 32 cm de diâmetro e um sistema dosimétrico

constituído por um eletrômetro e uma câmara de ionização tipo lápis, com comprimento ativo de 100 mm. Na Figura 19 são apresentados o fantoma de corpo e o sistema dosimétrico posicionados no *gantry* para a realização da dosimetria.



Figura 19. Sistema dosimétrico e simulador de corpo para determinação de $CTDI_w$.

A variação entre os valores de dose no centro e da periferia são considerados tomando a média ponderada da dose medida na superfície e no centro do simulador padrão. O $CTDI$ ponderado ($CTDI_w$) é definido por:

$$CTDI_{100,W} = \frac{1}{3}CTDI_{100,C} + \frac{2}{3}CTDI_{100,P} \quad \text{Equação 6}$$

Onde: $CTDI_{100,C}$ é o valor de $CTDI$ no centro e $CTDI_{100,P}$ é o valor médio dos valores de $CTDI$ obtidos nas periferias.

A Tabela 1 apresenta os valores típicos de $CTDI$ com diferentes colimações.

Tabela 1. Valores típicos de $CTDI_w$ para diferentes colimações e modelos de tomógrafos Siemens obtidos para simuladores de cabeça (16 cm) e corpo (32 cm) a 120 kVp (MAHESH, 2009).

Tomógrafo Modelo	N x T* (mm)	Largura do feixe (mm)	$CTDI_w$ – Cabeça (mGy/100mAs)	$CTDI_w$ – Corpo (mGy/100mAs)
Sensation 64 (64-MDCT)	32 x 0,6	19,2	14,1	7,5
	20 x 1,2	24	12,6	6,7
Sensation 16 (16-MDCT)	12 X 0,75	9	15,6	7,7
	16 x 0,75	12	11,9	7,2
	12 x 0,75	18	13,3	6,5
	16 x 1,5	24	9,9	6,5
Volume Zoom (4-MDCT)	4 x 1	4	16,4	8,5
	4 x 2,5	10	13,7	6,9
	4x 5	20	12,8	6,4
Somatom Plus (SDCT)	1 x 2	2	11,1	4,3
	1 x 5	5	11,2	6,4
	1 x 10	10	11,3	7,2

*N é o número de canais, T é a largura do canal.

2.6.3 CTDI_{vol}

A grandeza CTDI_{vol} representa a dose de radiação resultante de uma série de varreduras. Para uma aquisição axial, está definida pela equação 7:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_{100,W} \times T}{d} \quad \text{Equação 7}$$

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

Para aquisição helicoidal, CTDI_{vol} é definido pela equação 8:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_{100,W}}{pitch} \quad \text{Equação 8}$$

Onde o $pitch$ é dado pela razão do deslocamento da mesa e pela espessura irradiada de corte.

2.6.4 DLP

O DLP é um indicador da dose de radiação total de um exame de tomografia computadorizada dado pelo produto do CTDI_{vol} pelo comprimento de varredura do exame (mGy x cm):

$$DLP = CTDI_{vol} * L \quad \text{Equação 9}$$

Onde L é o comprimento de varredura do exame.

A avaliação do valor de DLP permite controlar o volume irradiado e a dose total do exame (NRPB, 2004).

2.6.5 Dose Efetiva

É uma grandeza de radioproteção que reflete o risco de uma exposição uniforme de corpo inteiro considerando a sensibilidade do tecido ou órgão irradiado. A dose efetiva é o conceito utilizado para “normalizar as irradiações parciais do corpo relativas às irradiações de corpo inteiro e permitir a comparação de risco” (ICRP 60, 1991). Pode ser calculada através da equação 10:

$$E = k * DLP \quad \text{Equação 10}$$

Onde k é o fator de conversão (mSv x mGy⁻¹ x cm⁻¹), dependente apenas das regiões do corpo irradiadas.

Na Tabela 2 e pode-se observar que os valores de dose efetiva resultante de diferentes exames de TC.

Tabela 2. Valores de Dose efetiva para diferentes exames de TC (RODRIGUES, 2012)

Exames de TC	Dose Efetiva (mSv)
Crânio	2
Tórax	12
Abdômen	13
Pelve TC	10

3 Garantia da Qualidade

De acordo com a ISO 9000 define-se garantia de qualidade como “Todas as ações planejadas e sistemáticas necessárias para fornecer a confiabilidade adequada de que um produto ou serviço irá satisfazer os requisitos de qualidade”. Para a Organização Mundial de Saúde (*World Health Organization* – 1982) este conceito pode ser expresso como o “Esforço organizado por parte da equipe de uma instalação para assegurar que as imagens diagnósticas produzidas possuam qualidade suficientemente elevada de forma a fornecer uma boa informação diagnóstica, com o menor custo possível e com a mínima dose para o paciente”.

Os objetivos de um programa de garantia de qualidade (PGQ) incluem: diagnósticos precisos, melhoria da qualidade das imagens, melhoria da eficiência do serviço, redução de custos redução de dose do paciente, do pessoal ocupacionalmente exposto e do público. Em um PGQ são realizados os Testes de aceitação, Testes de estado e Testes de rotina ou constância.

Segundo o Colégio Americano de Radiologia (ACR, 2012) “O controle de qualidade é uma parte integrante da garantia de qualidade”. “O controle de qualidade é uma série de procedimentos de técnicas distintas que assegurem a produção de um produto satisfatório, como imagens de alta qualidade de diagnóstico”.

3.1 Testes de Aceitação

Os testes de aceitação consistem em um conjunto de medições e verificações, realizadas após a instalação do equipamento, para atestar a

conformidade com as características do projeto e do desempenho declarado pelo fabricante e para verificar se os requisitos de contrato foram atendidos (condições de compra, especificações de fabricação e instalação). Os resultados devem ser documentados, pois servirão como referência para os controles de qualidade posteriores.

3.2 Provas de Estado

As provas de estado consistem em um conjunto de medições e verificações para atestar a conformidade com os padrões de desempenho, assegurar que o equipamento está em condições de ser utilizado clinicamente e estabelecer valores de base. Estas provas devem ser realizadas após a modificação de algum componente importante ou quando observar no teste de constância alguma alteração importante em seu funcionamento.

3.3 Teste de Constância ou de Estado

Consiste na avaliação de rotina das características técnicas e de desempenho dos equipamentos. São iniciados após o estabelecimento de um valor de referência de um parâmetro medido nos testes de aceitação ou de estado, devem ser realizados em intervalos regulares ou quando se suspeite de um funcionamento incorreto e após reparos. São importantes para detectar mudanças no desempenho do equipamento. São avaliados os parâmetros mais significativos do funcionamento dos equipamentos para assegurar sua estabilidade com o tempo. Estes testes devem ser simples, fáceis e rápidos de realizar e de interpretar.

4 Materiais e Métodos

No início deste trabalho foram avaliados os protocolos de controle de qualidade internacionais propostos pela AAPM, IAEA e protocolo Espanhol, bem como o protocolo nacional “manual de segurança radiológica” da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). Em seguida, foram verificados os instrumentos de medição e os simuladores para dosimetria e para avaliação da qualidade da imagem, apropriados para tomografia disponíveis atualmente no mercado. Como resultado desta pesquisa, elaborou-se uma proposta de protocolo de controle de qualidade que possa ser aplicado nos serviços de tomografia do país.

Atualmente, o controle regulatório nacional em radiodiagnóstico é de competência da ANVISA, por meio da Portaria 453 do Ministério da Saúde, publicada em 1 de junho de 1998. Este documento, em fase final de nova edição, apresenta diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico.

A portaria estabelece os testes de controle de qualidade que devem ser realizados com os equipamentos de radiodiagnóstico médico, incluindo a tomografia computadorizada. Devido aos avanços nos sistemas de imagem ocorridos nos últimos 18 anos, a portaria encontra-se desatualizada e não contempla as novas tecnologias.

4.1 Materiais

Para a determinação da dose absorvida em um meio exposto às radiações ionizantes, deve-se utilizar um dispositivo apropriado e calibrado na faixa de energia correspondente ao feixe. Dentre os diversos tipos de medidores, as câmaras de ionização, baseadas no princípio da ionização de um gás, são preferencialmente utilizadas para dosimetria em TC.

A câmara de ionização utilizada para dosimetria em TC é uma câmara cilíndrica, de comprimento sensível entre 10 e 15 cm do tipo lápis (Figura 20). Este tipo de câmara é capaz de apresentar uma resposta uniforme à radiação incidente em todos os ângulos ao redor do seu eixo. Em geral, a leitura é dada em unidade de dose (mGy) x comprimento (cm).



A)



B)

Figura 20. A) Câmara de ionização RADCAL modelo 10X5-3CT. B) Eletrômetro RADCAL modelo 9015 (MARCONATO et al,2004).

As câmaras de ionização utilizadas em TC podem ter diferentes modelos, mesmo pertencendo ao mesmo fabricante. A câmara apresentada na Figura 21 é

ideal para medidas de campos largos como em tomógrafos do tipo CBTC (*Cone beam computed tomography*).



Figura 21. Câmara de ionização modelo 10A96, RADCAL Corporation.

4.2 Simuladores

4.2.1 Qualidade de imagem

Para avaliar a qualidade das imagens em TC são necessários objetos simuladores adequados a esta modalidade diagnóstica (IMPACT, 2003). Estes simuladores devem representar estruturas de alto e baixo contraste, apresentar componentes geométricos e regiões homogêneas que permitam avaliar a qualidade de imagem de forma qualitativa e quantitativa.

Na tomografia, estes dispositivos costumam ser cilíndricos, possuindo vários módulos internos onde ficam distribuídas as estruturas que permitirão as avaliações dos parâmetros de imagem. (ETSUS, 2016)

A Figura 22 apresenta alguns tipos de simuladores utilizados para a realização dos testes de qualidade de imagem. Entre eles estão o Catphan 500, o simulador CIRS 610 e o simulador GAMMEX 464 que permitem avaliar diversos parâmetros de qualidade da imagem, tais como: alinhamento, exatidão do número de TC, espessura de corte, resolução de imagem, uniformidade da imagem, resolução espacial entre outros.



A)

B)

C)

Figura 22. A) Catphan Phantom, modelo 500. B) CT Performance Phantom – CIRS, modelo 610. C) ACR CT Phantom, GAMMEX, modelo, 464.

A Figura 23 apresenta o simulador Dual Energy Characterization CT, este simulador possibilita avaliar os efeitos do contraste em TC de dupla energia para a diferenciação dos tecidos.



Figura 23. Dual Energy Characterization CT Phantom, GAMMEX, modelo 472. (INTERPHYSIX, 2016).

4.2.2 Simuladores de Dosimetria

Para estimar as doses em pacientes utiliza-se um objeto simulador cilíndrico de polimetilmetacrilato, contendo um orifício central e quatro orifícios localizados em sua periferia (IEC, 2006). Para simulação de exames de corpo como abdômen é utilizado o cilindro de 32 cm de diâmetro e de exames da região da cabeça ou pediátricos utiliza-se o cilindro de 16 cm de diâmetro (Figura 24).

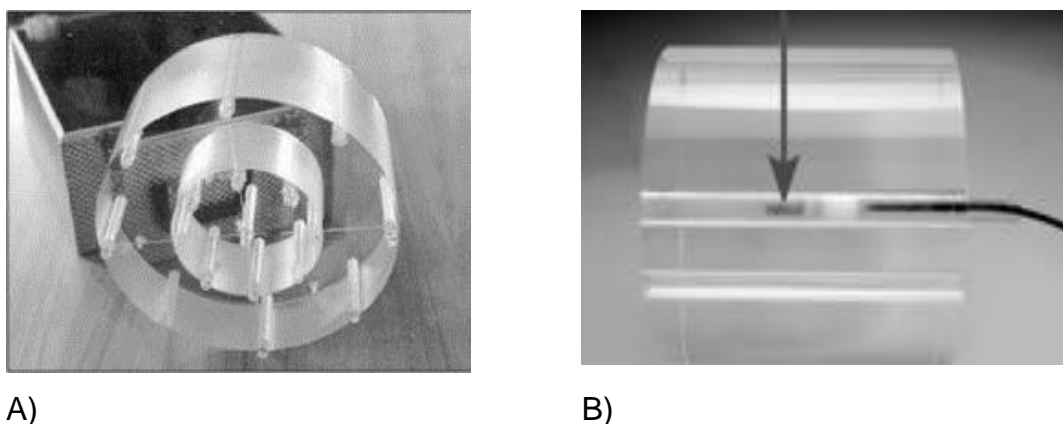


Figura 24. A) Conjunto simulador com fantoma de cabeça e corpo. B) Simulador de cabeça com a câmara de ionização tipo lápis inserida no orifício central (MARCONATO et al,2004) (MEDEIROS,2009).

5 Resultados: Proposta do protocolo de controle de qualidade

Os testes que serão descritos a seguir estão divididos em dois grupos. O primeiro grupo de testes deve ser realizado pelos operadores do equipamento como os técnicos e tecnólogos e o outro grupo de testes deve ser realizado pelo físico médico. Os testes que apresentam as mesmas metodologias de execução podem ser realizados em conjunto ou por um dos profissionais e, posteriormente, revisados pelo outro.

Parte I: Testes realizados pelos operadores (técnicos e tecnólogos)

5.1 Teste de alinhamento de luz

5.1.1 Introdução

Todos os tomógrafos dispõem de luzes de posicionamento de pacientes que identificam o plano tomográfico (planos sagital, coronal e transversal). O teste de alinhamento de luz tem como objetivo avaliar a exatidão da luz de localização da varredura e do campo de raios X no plano tomográfico.

A coincidência da luz de localização e o plano tomográfico é um pré-requisito para a delimitação da anatomia a ser estudada e o correto posicionamento do

paciente. Este teste é particularmente importante quando a varredura é utilizada para fins de biópsias.

As luzes de alinhamento podem estar dentro ou fora do *gantry* a uma distância de referência do plano tomográfico, podendo também estar em ambos.

Se o TC dispõe tanto de luzes internas como externas e estas estão alinhadas de forma independente, ambos devem ser testados conforme detalhado a seguir.

5.1.2 Escopo:

Objetivo: Verificar se as luzes de alinhamento (interna e externa) estão alinhadas ao plano tomográfico.

Frequência: Mensal.

5.1.3 Equipamentos, materiais e instrumentação:

O dispositivo de teste deve ser composto de um fio radiopaco de 1mm de diâmetro ou marcadores radiopacos distribuídos em quatro posições (Figura 25).

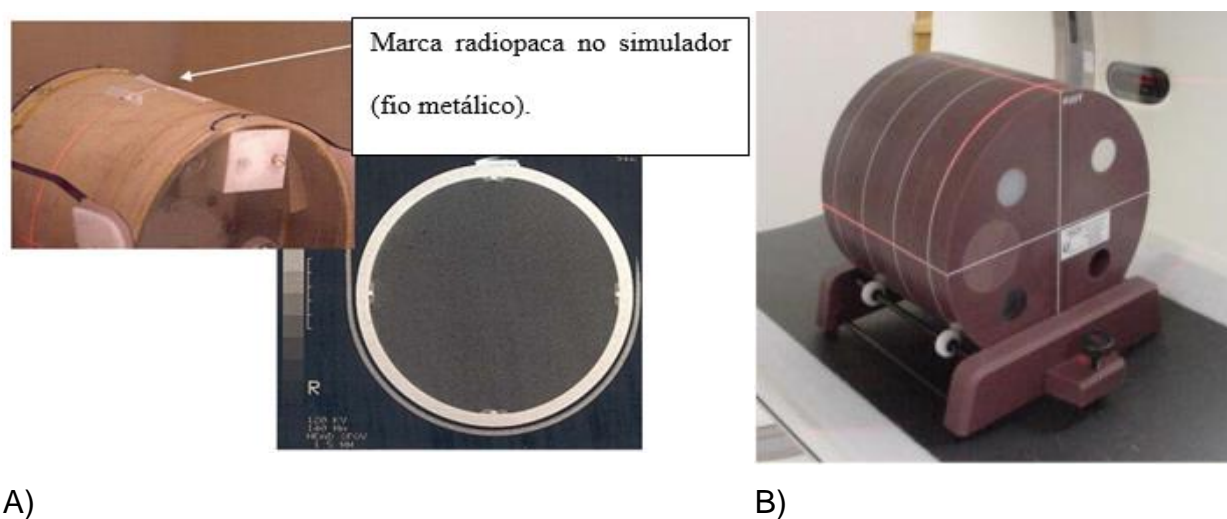


Figura 25. Simuladores para verificação do alinhamento da luz: A) simulador padrão com fio radiopaco; B) simulador ACR

5.1.4 Protocolo de varredura:

A largura de corte a ser utilizada deve ser de 1mm ou o mais fino possível. A varredura deve ser axial.

5.1.5 Metodologia

- 1) Centralizar o simulador no feixe de luz externo e paralelo ao plano tomográfico (Figura 26).
- 2) Mover o simulador no plano tomográfico e verificar se este está alinhado com o feixe de luz interno.
- 3) Fazer uma varredura axial com corte fino em torno de ± 3 mm sobre o centro do campo de luz.
- 4) Arquivar as imagens para avaliação e se necessário, obter uma cópia impressa.

Se o simulador não estiver disponível, pode-se utilizar um filme radiográfico. Este deve ser posicionado no isocentro do *gantry* e no centro do campo de luz de posicionamento da marcação do paciente (Figura 26). Orifícios são feitos na linha delimitada que indica a posição do feixe de luz.

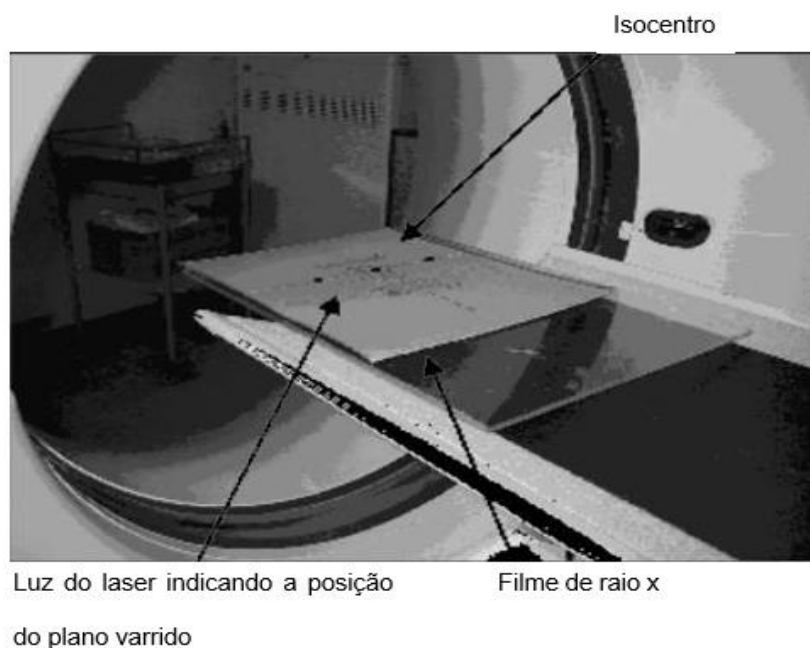


Figura 26. Esquema da realização do teste de alinhamento das luzes com filme (GONZALES, 2002)

Se o equipamento apresentar um sistema automático de teste de exatidão do alinhamento da luz, este poderá ser usado uma vez que seja validado.

5.1.6 Análise

- a) Filme: o alinhamento é aceitável se a distancia entre cada orifícios e o corte irradiado for inferior a 5 mm (Figura 27).

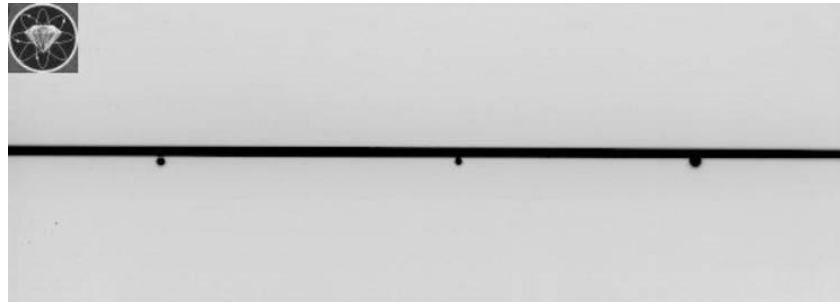
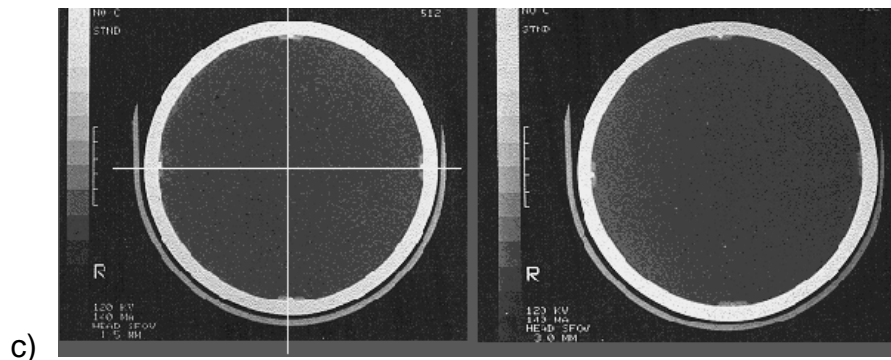


Figura 27. Imagem dos orifícios e da linha correspondente ao corte irradiado

- b) Simulador: verificar se os marcadores radiopacos estão visíveis na imagem (Figura 28).



c)

Figura 28. Imagem do simulador com a presença dos marcadores radiopacos (IMPACT, 2003).

5.1.7 Interpretação dos resultados (tolerância)

Teste	Aceitável	Sugerido
Alinhamento da luz	$\pm 5\text{mm}$	$\pm 1\text{mm}$
	Todos marcadores devem ser visualizados na imagem	

Na Figura 29 pode-se observar a avaliação de alinhamento dos lasers utilizando um simulador contendo materiais radiopacos. Como descrito anteriormente, para este teste é necessário obter imagens em duas posições distintas da mesa.

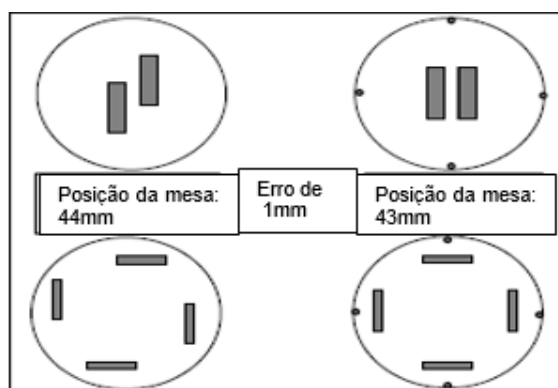


Figura 29. Avaliação do alinhamento dos lasers de localização no simulador com a mesa, a esquerda com desalinhamento e a direita alinhado. (PROTOCOLO ESPANÕL, 2012).

5.2 Precisão do Topograma

5.2.1 Introdução

O topograma é utilizado pelo operador para estabelecer o início e fim de uma série de aquisições em TC, bem como para medir as distâncias. Além disso, o topograma permite realizar o planejamento e controle do exame com precisão e fornece um registro de localização das imagens (Figura 30).

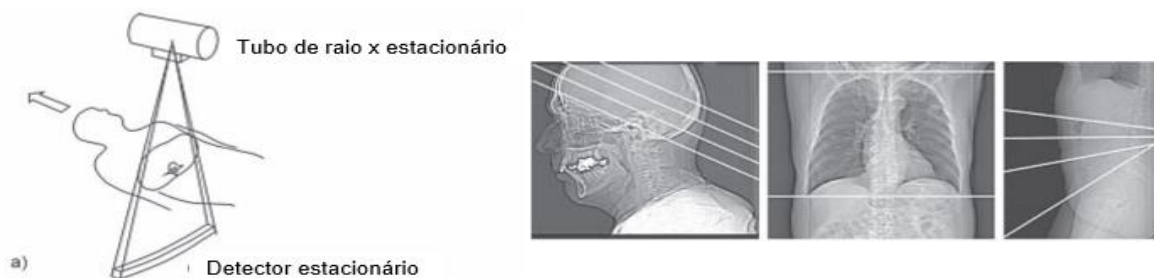


Figura 30. Esquema do teste de topograma realizado com baixa dose e baixa resolução espacial, movimentando o paciente no campo de radiação (IAEA, 2012).

5.2.2 Escopo

Objetivo: Verificar se a imagem do topograma indica com exatidão a posição do paciente.

Frequência: Mensal.

5.2.3 Equipamento, materiais e instrumentação

Como objeto de teste pode-se utilizar uma placa de PMMA, com pelo menos 25 cm de comprimento, mas preferivelmente com 50 cm ou mais. Esta pode ser

moldada como uma régua com marcadores fixados com exatidão a uma determinada distância. Pode-se também utilizar um simulador com um comprimento conhecido. Neste caso, a distância de precisão do teste pode ser verificada por comparação com a distância entre as extremidades do simulador.

5.2.4 Protocolo de Varredura

Realizar cortes axiais de 1 mm (ou o mais fino possível) ou reconstruir com 1mm de espessura (ou o mais fino possível).

5.2.5 Metodologia

- 1) Posicionar o objeto de teste ao longo do eixo da mesa.
- 2) Obter uma imagem de topograma certificando-se de que os marcadores presentes em cada extremidade do objeto estejam visíveis.
- 3) Localizar os marcadores na imagem do topograma e programar os cortes de 1 mm, ou menos, diretamente sobre estes marcadores.
- 4) Iniciar a execução da varredura.

5.2.6 Análise

Os dois cortes de TC adquiridos dos marcadores, tendo como base a imagem do topograma, devem apresentar claramente cada marcador.

5.2.7 Interpretação de Resultados

Tolerâncias:

Teste	Aceitável	Sugerido
Exatidão do Topograma	$\pm 2\text{mm}$	$\pm 1\text{mm}$

5.3 Exatidão do número de CT, nível de ruído, uniformidade e artefatos

5.3.1 Introdução

A partir de uma simples varredura de um objeto de teste preenchido com água ou com material uniforme (Figura 31) obtêm-se importantes indicadores da qualidade da imagem como a exatidão do número do CT, o ruído de imagem, a uniformidade, e a presença de artefatos.

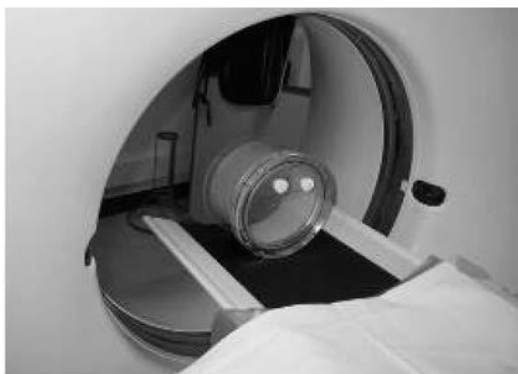


Figura 31. Simulador não comercial de cabeça contendo material similar ao osso

5.3.2 Escopo

Objetivos:

- (a) Verificar a exatidão do número de TC;
- (b) Avaliar se os níveis de ruído das imagens de TC estão dentro das tolerâncias em relação aos seus valores de referência;
- (c) Verificar a uniformidade do número de TC e o ruído de imagem através do FOV;
- (d) Verificar se há artefatos nas imagens.

Frequência: Mensal.

5.3.3 Equipamento, materiais e instrumentação

O simulador utilizado pode ser do próprio fabricante, comercial ou um simulador simples (Figura 32).



A)



B)

Figura 32. A) Simulador de PMMA (apenas para exatidão do número de TC da água). B) Simulador ACR, GAMMEX - modelo 464 para exatidão do número de TC de diversos materiais.

5.3.4 Protocolo de Varredura

O protocolo utilizado deve estar conforme o especificado pelo físico-médico na aceitação. Se o TC dispõe de um software de controle de qualidade deve-se utilizar os ajustes pré-programados.

5.3.5 Metodologia

1. Centralizar o simulador no plano tomográfico;
2. Selecionar o protocolo de varredura desejado;
3. Realizar a varredura do simulador em modo axial;
4. Para tomógrafos multicortes, todas as medições serão realizadas utilizando o corte central;
5. Módulo de Uniformidade: posicionar as quatro ROI nas posições: 12h, 3h, 6h, 9h e central (Figura 33).

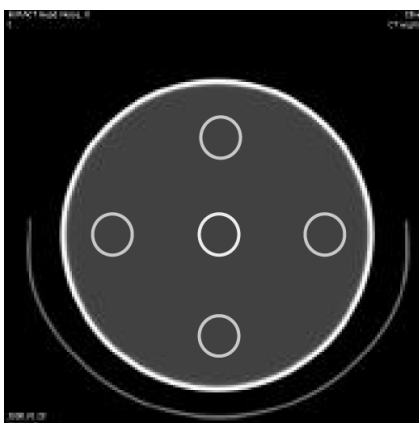


Figura 33. Imagem do simulador com a presença dos 4 ROI

6. Módulo de Exatidão do número de CT: na imagem obtida posicionar um ROI em cada insert de material absorvedor do fantoma (Figura 34). O diâmetro do ROI deve seguir as especificações do fabricante do simulador. Obter o número de CT e o desvio padrão para cada ROI.

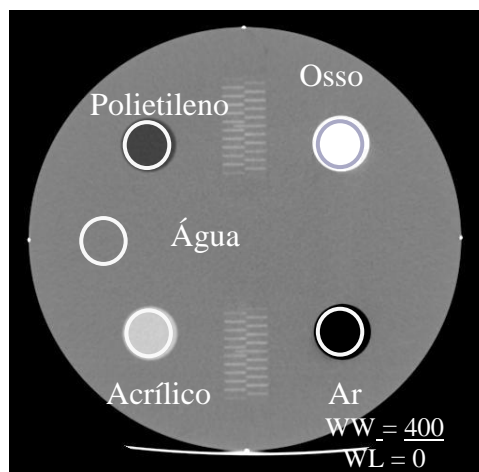


Figura 34: Imagem do fantoma ACR para avaliação da exatidão do número de TC

5.3.6 Análise

- 1) Comparar o número de CT indicado em cada ROI com o valor estabelecido no manual do simulador para cada material.
- 2) Verificar se o valor de ruído é inferior ao valor recomendável.
- 3) Verificar a diferença absoluta dos números de TC da ROI central em relação a cada uma das quatro ROI periféricas e comparar com o valor de tolerância dada;
- 4) Todas as imagens obtidas durante o teste de ruído devem ser utilizadas também para visualização dos artefatos na imagem. Assim, para os tomógrafos multicortes, isso significa examinar todos os cortes obtidos na aquisição, não apenas uma imagem central.

5.3.7 Interpretação de Resultado

Testes Realizados	Aceitável	Sugerido
Número de TC	± 5 a partir do valor de base*	± 4 HU
Ruído na Imagem	± 25 % do valor de base*	± 10 % da base
Uniformidade	± 10 HU	± 4 HU
Artefatos	Sem artefatos que possam comprometer o diagnóstico	Sem artefatos visíveis

* Valor especificado pelo físico na aceitação.

5.4 Monitor e impressora

5.4.1 Introdução

A correta configuração dos monitores e dos dispositivos de impressão do filme é essencial para alcançar um bom resultado diagnóstico.

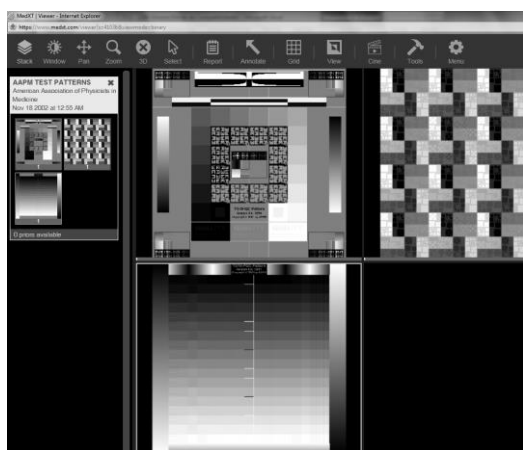
5.4.2 Escopo

Objetivo: Verificar se a imagem exibida está reproduzindo todas as informações da escala de cinza com exatidão e se as imagens impressas representam uma reprodução fiel das imagens exibidas.

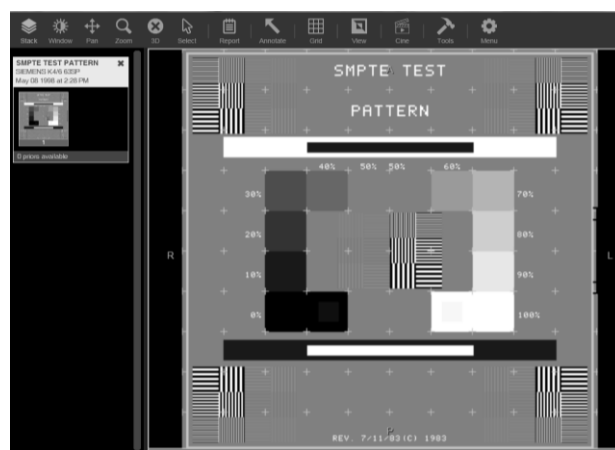
Frequência: Deve ser executado semanalmente, após manutenção e sempre que haja suspeita de degradação da qualidade da imagem.

5.4.3 Equipamentos, materiais e instrumentação:

Para avaliação da impressora e do monitor em qualquer estação em execução DICOM utiliza-se uma imagem padrão como a de SMPTE (*Society of Motion Picture & Television Engineers*) de 1024 x 1024 ou TG-18 QC-Pattern da AAPM. Uma vez que o padrão SMPTE (Figura 35) é carregado e exibido, o usuário deve assegurar que as regiões internas de 5% e 95% nas escalas de cinza sejam claramente visíveis. Se não, ajustar o contraste e o brilho do monitor.



A) AAPM



B) SMPTE

Figura 35. Ferramentas de teste padrão para avaliação de monitores e impressoras

5.4.4 Protocolo de varredura

Utilizar o protocolo definido pelo físico médico na aceitação.

5.4.5 Metodologia

- 1) Exibir o padrão de teste da AAPM ou SMTPE no monitor.
- 2) Ajustar a largura e o nível da janela para os valores recomendados.
- 3) Observar a imagem do objeto de teste no monitor mantendo a iluminação da sala como de rotina.
- 4) Imprimir o padrão de teste.
- 5) Ver as imagens do filme no negatoscópio utilizado na rotina. Assegurar que as condições de iluminação ambiente são as mesmas que as utilizadas durante a visualização clínica dos filmes.

5.4.6 Análise

Verificar se é possível observar diferenças de densidade ou de brilho entre cada passo da escala de cinza. Verificar se os passos correspondentes a 5% e 95% das escalas de cinza são claramente visíveis.

5.4.7 Interpretação dos resultados

Teste	Aceitável	Sugerido
Visibilidade de cada passo na escala de cinza e as regiões internas de 5% e 95% dos passos da escala de cinza.	O brilho e a densidade entre cada passo devem ser visíveis. Ambas as regiões internas de 5% e 95% nas escalas de cinza devem ser visíveis.	Não se aplica.

Parte II: Testes do físico médico

5.5 Inspeção visual e revisão do programa

5.5.1 Introdução

A inspeção visual da instalação do TC pode ser realizada sem o uso de instrumentação especial.

Atenção:

(I) não testar o botão de paragem de emergência exceto na presença do engenheiro do fornecedor.

5.5.2 Escopo

Objetivos:

- 1) Verificar se a área do tomógrafo e as áreas adjacentes são seguras, e se estão disponíveis os dispositivos de proteção como aventais de chumbo e barreiras portáteis.
- 2) Verificar se os testes de CQ estão sendo realizados nos intervalos apropriados e que as medidas corretivas estão sendo aplicadas.
- 3) Dar suporte aos radiologistas e operadores em relação à segurança radiológica e controle de qualidade.

Frequência: Esta avaliação deve ser realizada nos testes de aceitação e depois anualmente.

5.5.3 Equipamentos, materiais e instrumentação

- 1) Inspeção visual e revisão do programa – deve-se utilizar listas de verificação (Tabela 3 e 4) a qual deverá ser modificada por um físico médico para incluir outros itens específicos relevantes para a instalação.
- 2) Gráficos e registros do controle de qualidade.
- 3) Procedimentos de segurança escritos.

5.5.4 Protocolo de varredura

Não se aplica.

5.5.5 Metodologia

- 1) Utilizando a lista de verificação de inspeção visual avaliar: o tomógrafo, a sala de exame, a sala de diagnóstico do radiologista, a sala de comando e a sala dos monitores.
- 2) Verificar os registros de controle de qualidade incluindo os gráficos e os cálculos referentes às medidas de CQ. Qualquer anomalia ou perda de dados, falta de ação corretiva ou erros de procedimento devem ser discutidos com os profissionais envolvidos.
- 3) Revisar e discutir com os radiologistas e operadores os protocolos e procedimentos de segurança. Estes protocolos devem estar por escrito.

Tabela 3. Lista de verificação para teste de inspeção visual e revisão do programa ACR.

Instalação:_____ Quarto:_____ Unidade:_____									
<i>Gantry</i>	Indicador de altura da mesa								
	Indicador de posição da mesa								
	Indicador de angulação								
	Luz/laser de localização								
	Cabo de alta tensão / outros cabos								
	Suavidade do movimento da mesa								
	Indicador de raios x								
Console de controle	Interruptor de exposição								
	Janela de exibição de largura / nível								
	Painel de interruptores / luzes								
	Indicador de raios x								
	Travas das portas								
	Etiquetas de advertência								
	Sistema de interfone								
Outros	Postagens								
	Registros do serviço								

Aprovado=APV		Falhou= FAL			Não se aplica= NA				
Mês									
Data									

Tabela 4. Lista de verificação para teste de inspeção visual e revisão do PGQ.

Item a ser avaliado	Data				
a) Livro dos protocolos de varredura:					
Localização do console do operador					
Protocolos até a data					
Controle automático de exposição se disponível para todos os protocolos					
Gráfico técnico para todas as verificações manuais, com mAs dependendo do tamanho do paciente					
Técnicas e varreduras de abdómen					
Protocolos adultos disponíveis e otimizados					
Protocolos pediátricos disponíveis e otimizados					
Janela entre a sala do operador e a sala de exame oferece visão clara do paciente					
Certificar-se se as informações da imagem estão corretas (identificação do paciente, data e hora)					
Os procedimentos de segurança de radiação estão atualizados					
Todo pessoal entende e segue os procedimentos de segurança					
b) Sala de exame:					
Porta fechando corretamente					
Aventais de chumbo disponíveis					
Biombo móvel disponível					
c) Cálculos de controle de qualidade:					
Devidamente completados					
Atualizados					
Medidas necessárias e requeridas de correções					
Testes de CQ realizados após a ação corretiva					
Equipamento de emergência disponível e completo					
Números de telefone de emergência dispostos e claramente visíveis ao lado dos telefones					
d) Especialista em física médica deve incluir itens específicos à instalação					
Nota: Aprovado (APV), Falhou (FAL)					

5.5.6 Análise

A análise deve ser realizada pelo físico médico com os profissionais envolvidos (radiologistas e operadores).

5.5.7 Interpretação dos resultados

Teste	Aceitável	Sugerido
Lista de verificação	Todos os itens da lista de verificação devem estar presentes e funcionando.	Não se aplica.
Cálculos e gráficos	Todos os testes de CQ devem ter sido realizados como previsto. Se a ação corretiva foi realizada, os testes de CQ devem ser executados para garantir o funcionamento correto do sistema.	Não se aplica.
Procedimentos de segurança escritos	Todos os funcionários devem estar cientes dos procedimentos de segurança escritos e cumprir conforme apresentado.	Não se aplica.

5.6 Alinhamento das luzes

O físico médico irá utilizar a mesma metodologia descrita no item (5.1).

5.7 Precisão do topograma

O físico médico irá utilizar a mesma metodologia descrita no item (5.2).

5.8 Dose de radiação

5.8.1 Introdução

As medidas de doses em tomografia são essenciais para garantir a constância e o rendimento do tubo de raios X, para ajudar na otimização de procedimentos e para assegurar a menor dose de radiação para o paciente, sem perda de informação diagnóstica.

5.8.2 Escopo

Objetivos:

Na aceitação:

- I. Comparar o resultado de CTDI_{vol} com as especificações do fabricante;
- II. Comparar os valores do CTDI_{lar} para todas as colimações do feixe de raios X com as especificações do fabricante.

Em testes de comissionamento:

- I. Para determinar a $CTDI_{vol}$ e DLP, os valores dos protocolos selecionados devem representar os principais exames clínicos realizados na instalação.
- II. Medir o $CTDI_{ar}$ para todos as colimações do feixe de raios X e de kV, se não já executados na aceitação;
- III. Verificar a exatidão do $CTDI_{vol}$ e de DLP no console do TC para os protocolos selecionados.

Em testes anuais:

- I. A partir da medição realizada, reavaliar e atualizar se necessário os valores de $CTDI_{vol}$ e o DLP dos protocolos selecionados que representam os principais exames clínicos realizados na instalação.
- II. Medir um pequeno conjunto de valores de $CTDI_{ar}$ para confirmar a repetibilidade e reprodutibilidade.
- III. Verificar a exatidão do $CTDI_{vol}$ e de DLP no console do TC para os protocolos selecionados.

Frequência: Na aceitação, comissionamento e nos testes anuais. Além disso, os testes devem ser realizados depois de uma manutenção do sistema que possa ter um impacto sobre a dose, incluindo a substituição do tubo de raios X ou de um componente da filtração.

5.8.3 Equipamento, materiais e instrumentação

1. Simulador de dose em tomografia computadorizada.
2. Câmara de ionização para medição no ar e os dispositivos para estabilizar e proteger o simulador.

5.8.4 Protocolo de varredura

Na aceitação, conforme especificado na compra.

Em testes de comissionamento, os exames especificados devem ser realizados usando padrões típicos de: KV, mA, tempo de varredura, modo de varredura (axial ou helicoidal). A colimação deve ser a utilizada na rotina em exames de pacientes, e o tamanho da matriz também deve ser avaliado. Testes mais extensos são recomendados, para dar ao físico uma compreensão do desempenho de ruído do sistema, isso pode incluir:

- A. Todas as configurações de kV utilizado nos exames devem ser testados nos mais diversos tamanhos nos simuladores, com configurações de filtro de radiação adequada.
- B. Medição nos modos axial e helicoidal.

Estes dados servirão como uma plataforma para estudos mais detalhados, que serão necessários para otimizar protocolos de varredura.

Em testes anuais será conforme especificado no comissionamento.

5.8.5 Metodologia

Medição de CTDI_{vol}

1. Posicione o simulador de cabeça no suporte de cabeça do TC (Figura 36).
2. Mover o simulador para dentro do plano tomográfico, de modo que o plano tomográfico divida igualmente o comprimento do simulador.



Figura 36. Imagem do posicionamento da câmara de ionização para obtenção do CTDI_w (RENHA, 2007).

3. Centralizar no campo de visão vertical e horizontal usando as luzes.
4. Colocar a câmara de ionização no orifício central do simulador e usar os insertes de PMMA para preencher os orifícios não utilizados (Figura 37).

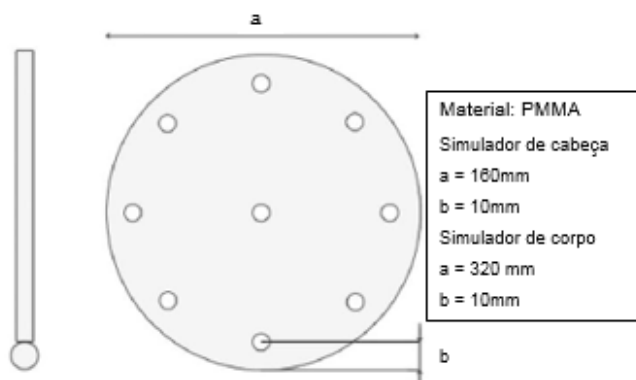


Figura 37. Esquema de localização dos furos para posicionamento da câmara de ionização.

5. Verificar se o simulador não está inclinado ou torcido. Alinhamento: 5° é aceitável.
6. Executar o teste de exatidão do topograma, em antero-posterior e lateral, para verificar se o simulador está centralizado vertical e horizontalmente. Exatidão do posicionamento: ± 1 cm.
7. Realizar um corte axial e verificar se o simulador está centralizado.
8. Selecione o protocolo de verificação. AVISO: Alguns TC podem executar rotações inferiores a 360° .
9. Registrar a leitura da medição do dosímetro.
10. Observar o valor do $CTDI_{vol}$ adquirido no monitor da estação de trabalho.
11. Reposicionar a câmara de ionização em um dos furos periféricos do simulador.
12. Repetir os passos (8) - (11) até que tenha a medição da dose em todas as quatro posições periféricas.
13. Posicionar o simulador de corpo na mesa, evitando o extremo da mesa do paciente.
14. Repetir os passos (2) - (12).

Medição de $CTDI_{lar}$

1. Colocar a câmara de ionização na extremidade da mesa de varredura (Figura 38).



Figura 38. Esquema de posicionamento da câmara de ionização no eixo longitudinal de rotação do *gantry* (RENHA,2007).

2. Mover a câmara para o plano tomográfico de modo que o plano tomográfico divida igualmente o comprimento do volume sensível da câmara de ionização (Figura 39).

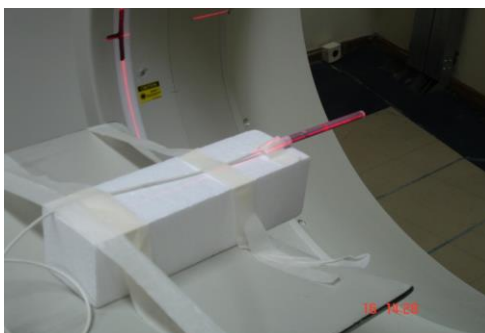


Figura 39. Centralização e alinhamento da câmara de ionização. (Fonte: RENHA,2007).

3. Assegurar que a câmara de ionização não está inclinada. Um alinhamento dentro de 5° é aceitável.
4. Executar o teste de precisão do topograma, em anterior-posterior e lateral, para se assegurar que a câmara de ionização está centrada verticalmente e horizontalmente. A exatidão da posição entre ± 1 cm é aceitável.
5. Verifique a centralização tomando um único corte axial (Figura 40).



Figura 40. Imagem para verificação do alinhamento. (Fonte: RENHA,2007).

6. Selecionar 120 kV e 100 mAs com a maior colimação do feixe de raios X. Realizar a varredura no modo axial.
 7. Registrar a leitura da medição do dosímetro.
 8. Repetir os passos (6) e (7) para todas as outras colimações dos feixes de raios X.
 9. Repetir a medição utilizando o menor e o maior kV com a largura de colimação do feixe de raios X de referência.
- Avaliar a exatidão do $CTDI_{vol}$ e do DLP nos valores exibidos no console do TC.
 - Comparar os valores medidos do $CTDI_{vol}$ e de DLP com os valores apresentados no console do TC nos mesmos parâmetros de aquisição.

5.8.6 Análise

Medidas para comparação com as especificações do fabricante

1. Calcular os valores de $CTDI_{vol}$ a partir das leituras dos dosímetros para as medições centrais e periféricas utilizadas.
2. Repetir o procedimento para as outras colimações no simulador, conforme necessário.
3. Obter DLP a partir dos valores de $CTDI_{vol}$ (note que para uma única rotação axial, $CTDI_w$ e $CTDI_{vol}$ são idênticos).
4. Compare com as especificações do fabricante.

Medição do $CTDI_{ar}$ para todas as colimações do feixe

1. Calcule os valores $CTDI_{ar}$ a partir das leituras dos dosímetros para todas as colimações do feixe de raios X e kV utilizados.
2. Compare estes valores com os resultados de aceitação e com os testes de constância anteriores.
3. Traçar o gráfico de $CTDI_{ar}$ versus a colimação do feixe de raios X para valores de kV constantes.
4. Normalizar a série de valores do $CTDI_{ar}$, usando o valor do $CTDI_{ar}$ de referência.

5.8.7 Interpretação dos resultados

Teste realizado	Aceitável
CTDI _{vol}	(A) $<\pm 20\%$ entre o medido e o especificado pelo fabricante. (B) $<\pm 20\%$ em comparação entre o exibido e medido.
CTDI _{ar}	Para cada colimação do feixe de raios X: (A) $<\pm 20\%$ entre o medido e o especificado pelo fabricante (B) Anualmente $<\pm 20\%$ em comparação aos valores de base.

5.9 Ruído da imagem, uniformidade da imagem e precisão do número de TC

5.9.1 Introdução

A metodologia a ser aplicada pelo físico médico é similar à aplicada pelo operador (5.3). No entanto, recomendações especiais são dadas para os testes de aceitação, de comissionamento e anuais.

5.9.2 Escopo

Objetivos:

Aceitação:

- Os valores do número de TC estejam em conformidade com as especificações do fabricante para os parâmetros dos simuladores definidos;
- Os valores de ruído estejam em conformidade com as especificações do fabricante para as configurações de reconstrução definidas;
- Os números de TC em um meio homogêneo são uniformes;
- Os artefatos não são visíveis.

Comissionamento, para garantir que:

- Os valores do número de TC são registrados ao longo de uma faixa de energia do tubo de raios X clinicamente relevante ao tamanho do simulador;
- A homogeneidade da TC é registrada em uma faixa de energia do tubo de raios X clinicamente relevante ao tamanho do simulador;
- Os valores de ruído e valores de base para uniformidade sejam os mesmos definidos para o teste de controle de qualidade do operador.

Testes anuais: o objetivo é assegurar que o ruído e uniformidade permanecem dentro dos limites de tolerância especificados pelas medições de referência.

Frequência: No teste de aceitação, anualmente, como parte do final do teste de garantia, e sempre que o serviço for realizado no sistema do tomógrafo o qual possa ter um impacto na qualidade de imagem, incluindo a substituição de um tubo de raios X, sistema de calibração, mudanças de softwares, atualizações, etc.

5.9.3 Equipamento, materiais e instrumentação

Na aceitação, o simulador de teste deve ser o mesmo ao definido nas especificações técnicas. Este simulador é normalmente fornecido pelo fabricante.

Em testes de comissionamento, o simulador de teste deve ser como o descrito na Figura 32.

Em testes anuais, o simulador de teste deve ser como descrito na figura 32 incluindo simuladores de cabeça e corpo.

5.9.4 Protocolo de Varredura

Na aceitação, conforme as especificações técnicas.

Em testes de comissionamento, os exames especificados devem ser adquiridos utilizando padrões típicos de: kV, mA e configuração de tempo de varredura geralmente utilizados, as características do exame de TC (cabeça ou corpo e axial ou helicoidal) e abdômen. A colimação aplicada, espessura de corte reconstruída e tamanho da matriz deve corresponder ao utilizado em condições clínicas e também devem ser observados. Testes mais extensos são recomendados para dar ao físico uma compreensão do desempenho de ruído do sistema. Isso deve incluir:

- a) Todas as configurações kV clinicamente usados para serem testados devem ser relevantes ao tamanho do simulador;
- b) Diferentes filtros de reconstrução para os parâmetros de referência dos escaneamentos determinados para o operador;
- c) Medição no modo axial e espiral.

Esses dados servirão como base para estudos mais detalhados que futuramente serão necessários para otimizar os protocolos de verificação.

A medição dos perfis de ruído nos multicortes pode ser útil para avaliar a variação de ruído entre os cortes também no comissionamento.

As rotinas automáticas de CQ não devem ser utilizadas pelo físico se os resultados do teste e metodologia não são claramente indicados.

Em testes anuais, conforme o comissionamento.

Se o tomógrafo tem os procedimentos de um software de controle de qualidade, poderão ser utilizados os ajustes pré-programados.

5.9.5 Metodologia

A metodologia a ser utilizada neste teste é similar a utilizada pelo operador no item (5.3.5).

Estabelecer valores de referência para a constância do protocolo.

Uma vez que o ruído da imagem depende de parâmetros de reconstrução da varredura, estes devem ser definidos de forma inequívoca pela medição e pela definição de valores de referência para testes de constância regulares.

O uso do modo axial é preferível ao helicoidal, para evitar valores de ruído dependendo do local, fatores de interpolação, de ponderação e algoritmos de interpolação.

5.9.6 Análise

1. Medição da precisão do número de TC, do ruído e uniformidade da imagem, e verificar se os artefatos de imagem serão vistos nas mesmas imagens dos simuladores.
2. O número de TC e ruído de imagem são medidos pela ROI de diâmetro adequado.
3. O tamanho da ROI é crítico. O diâmetro da ROI deve ser especificado pelo fabricante do objeto de teste. Se for utilizar um software de controle de qualidade do tomógrafo, deve-se seguir a recomendação do fabricante do software. Os seguintes critérios foram recomendados pela IEC:
 - Para a medição do número de TC, o diâmetro para a ROI deve ser de aproximadamente 10% do diâmetro da imagem do simulador.
 - Para as medições de ruído, o diâmetro da ROI deve ser de igual a 40% do diâmetro da imagem do simulador.
 - O ROI do centro não deve sobrepor-se a ROI da borda do simulador (Figura 41).

4. O número de TC é a medida do valor médio da ROI e o ruído é o desvio padrão do ROI.
5. A uniformidade é mensurada como a diferença absoluta dos números de TC, entre o ROI colocado centralmente e cada uma das quatro ROI colocados na borda. Cada um desses quatro valores deve ser comparado com a tolerância dada;
6. Todas as imagens obtidas durante o teste de ruído devem ser inspecionadas para visualização dos artefatos na imagem. Assim, para os tomógrafos multicortes, isso significa examinar todas as fatias de imagem obtidas na aquisição, não apenas uma imagem central (como é necessária apenas para as medições da ROI).
7. Em testes de constância do tomógrafo multicortes, os níveis de ruído também devem ser medidos nas fatias das extremidades.

Para a avaliação de imagens e sua transferência para a estação pode-se utilizar um software de processamento de imagem comercial ou público.

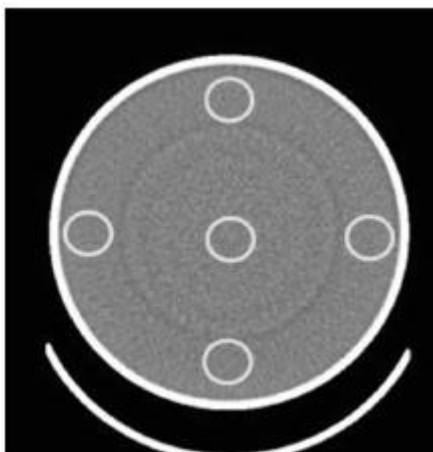


Figura 41. Posicionamento das ROI para medição de ruído e uniformidade do número de TC.

5.9.7 Interpretação de Resultado

Para testes de aceitação, os resultados devem ser compatíveis com as tolerâncias especificadas pelo fabricante. Para o teste de comissionamento, os patamares serão estabelecidos e tolerâncias confirmadas. Para testes anuais, as tolerâncias são as descritas a seguir:

Testes Realizados	Aceitável	Sugerido
Número de TC	± 5 a partir do valor de referência*	± 4 HU
Ruído na Imagem	± 25 % do valor de referência*	± 10 % da referência
Uniformidade	± 10 HU	± 4 HU
Artefatos	Sem artefatos com potencial de comprometer o diagnóstico	Sem artefatos visíveis

5.10 Monitor e impressora

5.10.1 Introdução

A qualidade da exibição da imagem está associada às condições de visualização para o console de aquisição, a estação de trabalho de diagnóstico e a exibição de imagens impressas, e são fundamentais para o diagnóstico eficaz das imagens de TC.

5.10.2 Escopo

Objetivos:

Na aceitação este teste é realizado para garantir que a imagem exibida está de acordo com as especificações, incluindo:

- a) A distorção geométrica, a calibração e a resposta da quantidade de emissão de luz;
- b) Resolução do visor (baixo e alto contraste), o ruído da exibição do visor, a saturação do brilho e a exibição da cromaticidade;
- c) A ferramenta padrão de teste (Figura 42).

No teste de comissionamento realiza-se o teste para garantir que a luminância e as reflexões do monitor são aceitáveis.

No teste anual, para garantir:

- a) A calibração;
- b) A resposta da luminância na sala de laudos e na reflexão do visor;
- c) A resolução (baixo e alto contraste) e ruído da exibição;
- d) Que o teste da impressora, inclua uma “média” de densidade pelas diferenças de densidade, visibilidade as regiões internas de 5% e 95% nas escalas de cinza, alta

e baixa resolução de contraste, aparência visual, e que todos estes parâmetros estejam aceitáveis.

Frequência: Na aceitação, no teste de comissionamento, anualmente, sempre que um serviço é realizado no visor ou na impressão da imagem, e todas as vezes que a degradação na qualidade da imagem é suspeita.

5.10.3 Equipamentos, materiais e instrumentação

(1) Fotômetro, para medir a luminância e iluminância. Deve ser capaz de medir uma pequena área (5 - 10 milímetros de diâmetro) de emissão de luz em monitores.

(2) Densitômetro óptico com abertura relativamente pequena, 3 milímetros.

5.10.4 Protocolo de varredura

A varredura realizada é de decisão do físico médico.

5.10.5 Metodologia

1. Exibir o teste padrão SMPTE e AAPM no visor de imagem. Note-se que este teste deve ser realizado para cada visor de imagem associado com o tomógrafo, incluindo o console do operador e a estação de trabalho do radiologista, para garantir que os monitores estão produzindo imagens de aparência e qualidade similar;
2. Ajustar a largura da janela e nível para os valores especificados. Note-se que a largura da janela deve ser definida para incluir todos os valores numéricos na imagem de teste. O nível deve ser ajustado para o valor subordinado ao sistema operativo;
3. Com as luzes da sala definidas no nível de iluminação normalmente utilizados, ver criticamente a imagem de teste no visor;
4. Usar um fotômetro calibrado para medir a emissão de luz das regiões nas escalas de cinza 100%, 90%, 40% e 10%. Determinar a diferença entre os níveis de emissão de luz regiões nas escalas de cinza 100%, 90%, 40% e 10%;
5. Medir a iluminancia da sala de laudos. Note-se que a quantidade de emissão de luz e luminância são medidas com detectores diferentes no fotômetro. Certifique-se de que o detector apropriado é utilizado;
6. Imprimir o padrão de teste na impressora;

7. Ver as imagens do filme no negatoscópio. Use o negatoscópio de costume, utilizado para visualizar filmes clínicos e garantir que as condições de iluminação ambiente são as mesmas utilizadas durante a visualização clínica das imagens no filme;
8. Medir a quantidade de emissão de luz do negatoscópio e a luminância da sala na qual o mesmo se encontra;
9. Medir as densidades ópticas das regiões internas de 0%, 10%, 40% e 90% nas escalas de cinza no filme utilizando um densitômetro.

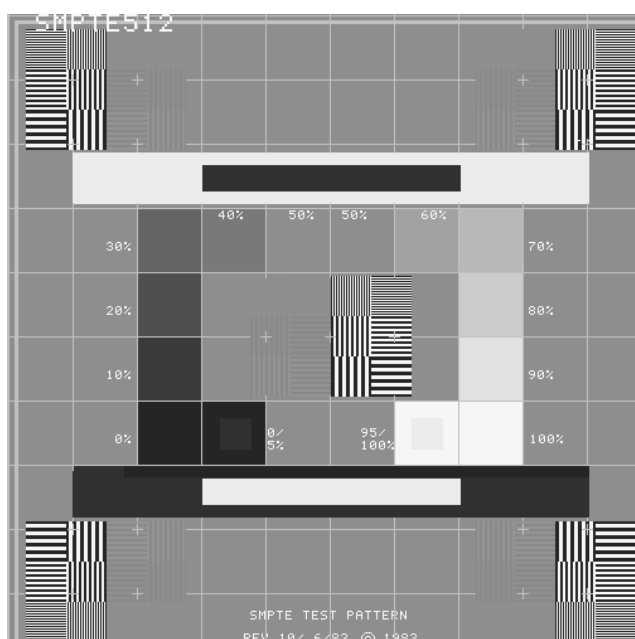


Figura 42. Ferramenta de teste padrão IAEA (SMPTE).

5.10.6 Análise

- (1) Observar cada imagem de teste padrão tanto no monitor como no filme;
- (2) Determinar se é possível ver as diferenças de brilho ou de densidade entre as etapas adjacentes de cada corte;
- (3) Observar a visibilidade nas regiões de 0%, 10%, 40% e 90% nas escalas de cinza;
- (4) Observar os padrões de resolução de alto e baixo contraste. Estes devem ser utilizados para testes de constância;
- (5) Consultar a Avaliação de Desempenho de Exibição para Sistemas de Imagens Médicas (AAPM, 2005) para obter mais informações e procedimentos.

5.10.7 Interpretação dos Resultados

Teste Realizado	Aceitável	Sugerido
Visibilidade das regiões internas nas escalas de cinza 5% e 95%	As diferenças de brilho ou de densidade entre as etapas adjacentes dos cortes devem ser visíveis. Ambas as regiões internas nas escalas de cinza 5% e 95% devem ser visíveis.	Não se aplica.
Densidade dos Filmes	Densidades dos filmes medidos deve ser conforme fabricante.	Não se aplica.
Exibir níveis máximos de luminância	Primeiro monitor da estação de trabalho: 500 cd/m ² Segundo monitor: 200 cd/m ² .	Primeiro monitor da estação de trabalho: 600 cd/m ² Segundo monitor: 250 - 300 cd/m ² .
Níveis de luminância na sala de laudos	15 – 50 lux	Não se aplica.
Nível de luminância no negatoscópio	Um mínimo de 1800 cd/m ²	Um mínimo de 3000 cd/m ²

* Primeiro monitor refere-se a estação de trabalho usada pelo radiologista para uma interpretação primária.

** Segundo monitor refere-se aos monitores utilizados por outros médicos para rever as imagens.

5.11 Espessura de corte da imagem reconstruída

5.11.1 Introdução

Este teste assegura ao utilizador que a imagem apresentada representa uma espessura específica de tecido. Esta espessura não é mais diretamente regulada pela largura de corte na aquisição tal como definido pela largura de corte da

colimação e do detector. Em unidades MDCT, a largura de corte da imagem é selecionada no software. No entanto, larguras de cortes mais finas são limitadas pelos parâmetros de aquisição tradicionais de colimação, largura do detector e do pitch.

5.11.2 Escopo

Objetivo: garantir que a largura de corte reconstruída na imagem é semelhante ao selecionado no console do tomógrafo.

Frequência: No teste de aceitação, anualmente, e sempre que uma manutenção é executada no aparelho, cujo pode ter um impacto sobre a qualidade de imagem, incluindo a substituição do tubo de raios X, calibração do sistema, mudanças ou atualização de software, etc.

5.11.3 Equipamentos, materiais e instrumentação

Simulador para teste de largura de corte (Figura 43).

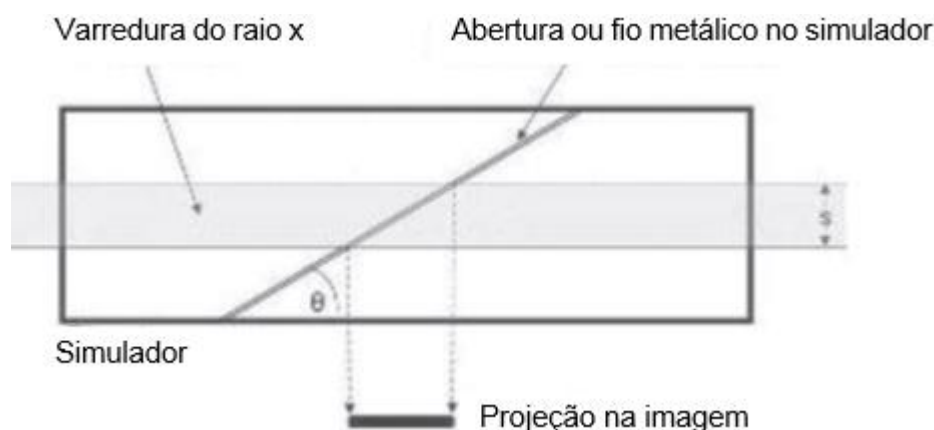


Figura 43. Vista da largura do corte com sobreposição da projeção de corte de TC, resultando da projeção do objeto de teste na imagem (IAEA, 2012).

5.11.4 Protocolo de varredura

Na aceitação seguir as especificações técnicas que, em geral, inclui todas as configurações de colimador. Em sistemas multicortes deve ser adquirido o número máximo de largura de corte para cada configuração do colimador.

Em testes de comissionamento, recomenda-se que:

1. As espessuras de cortes axiais de rotina devem ser medidas para as diferentes combinações de configurações de colimação e detector.

2. As espessuras de cortes helicoidais devem ser determinadas para um número de aquisições e de espessuras de cortes de reconstrução. Recomenda-se que a largura de corte da imagem reconstruída deva ter a mesma largura que a espessura do detector e que os pontos de verificação devem ser feitos para a reconstrução em grandes larguras de corte. Estes também devem ser investigados para diferentes condições de pitch.
3. Sempre que possível, os protocolos de verificação utilizados para o ruído, dosimetria e largura de corte devem ser padronizados e com base nos requisitos clínicos de uso do aparelho.

Estes dados devem depois ser analisados em conjunto com os dados de dosimetria para auxiliar em estudos futuros necessários para otimizar protocolos de varredura.

Em testes anuais, conforme o comissionamento.

5.11.5 Metodologia

Modo axial

1. Alinhar o dispositivo de teste de sensibilidade axial Z de modo que o seu eixo coincida com o eixo de rotação do aparelho, com a imagem centrada no campo de visão.
2. Executar o teste de precisão do topograma para confirmar que o alinhamento está aceitável e para definir o plano tomográfico.
3. Selecione um protocolo de verificação, conforme determinado acima.
4. Realizar a varredura do objeto de teste, conforme necessário.
5. Repetir o procedimento para todos os outros protocolos de verificação selecionados.

Modo helicoidal

1. Coloque o objeto de teste da sensibilidade helicoidal z na mesa ou fixá-lo sobre um suporte de modo que esteja centrado no campo de visão e alinhado de tal modo que a inserção de folha de metal fique paralela ao plano tomográfico.
2. Executar o teste de precisão do topograma e definir o volume que será varrido pela varredura helicoidal para garantir que a folha metálica está totalmente incluída na imagem.
3. Selecionar um protocolo de verificação.

4. Realizar a varredura do objeto de teste.
5. Reconstruir as imagens, em intervalos de aproximadamente um décimo da largura de corte nominal da imagem.
6. Repetir o passo 5 para as outras larguras de cortes da imagem cujo sejam clinicamente relevantes.
7. Repetir os passos 3 - 6 para outros protocolos de varredura.

5.11.6 Análise

A avaliação para o MDCT deve ser realizada pelo menos, em ambos os cortes tomográficos exteriores e por um corte tomográfico interno representativo (Figura 46).

Modo axial

1. Traçar o perfil de números de CT da rampa em relação à distância em milímetros (Figura 44 e 45)

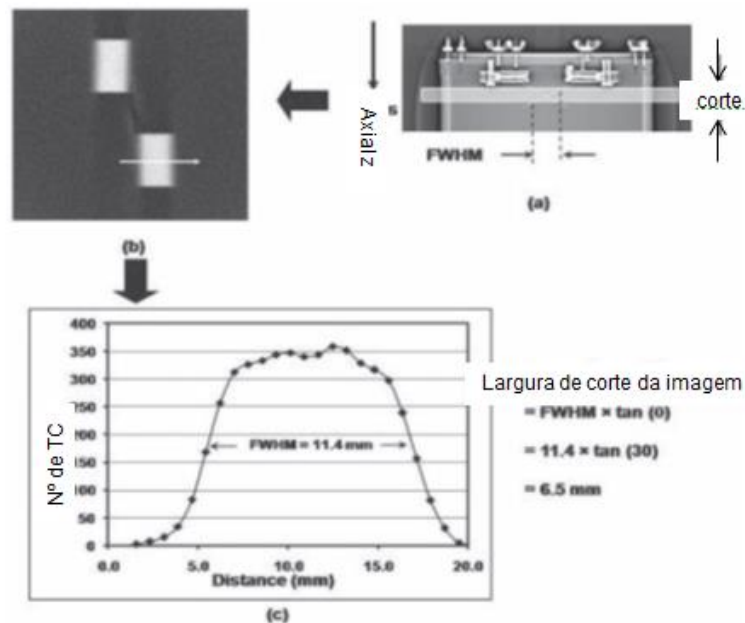


Figura 44. (A) Imagem do objeto de teste rampa (B) imagem da inclinação da rampa inclinada, (C) perfil da imagem (B). A largura nominal do corte é de 6 mm.

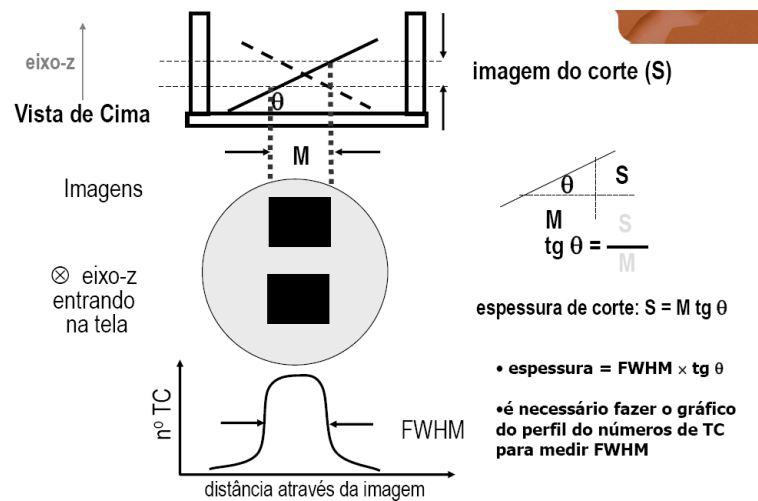


Figura 45. Análise do perfil de projeção para o cálculo da espessura de corte da imagem reconstruída.

2. Para o MDCT, uma varredura irá resultar em várias imagens. Para o teste anual, as larguras de corte da imagem devem ser medidas pelo menos na posição central de corte. Para a aceitação, as larguras de corte da imagem devem ser medidas pelo menos para os dois cortes exteriores e um corte interior representativo.
3. Determinar o número máximo de CT (CT_{max}) e número CT de fundo (CT_{F}).
4. Determinar o número CT correspondente à metade da altura máxima usando a seguinte relação:

$$\text{CT}_{\text{metade}} = (\text{CT}_{\text{max}} - \text{CT}_{\text{F}}) / 2\text{CT}_{\text{F}}$$

5. Determinar a largura máxima à meia altura (FWHM) de valores de pixels através do cálculo da distância entre os dois pontos correspondentes aos valores $\text{CT}_{\text{metade}}$. A interpolação linear simples pode ser utilizada para obter esta distância com mais precisão.
6. Converter a distância (FWHM), corrigindo para o tamanho de pixels.
7. Calcule a largura da imagem a partir de:

$$\text{Largura de corte} = \text{FWHM} \times \theta$$

Modo helicoidal

1. Coloque um ROI na posição central de cada imagem reconstruída, que corresponda à posição da inserção do disco de metal e medir o valor médio do número de CT.
2. Traçar os valores medidos dos números de CT versus a posição da imagem (distância na direção do eixo z).

- Determinar CT_{max} e CT_F .
- Determinar o número CT correspondente a metade da altura máxima usando a seguinte relação:

$$CT_{metade} = (CT_{max} - CT_F) / 2 + CT_F$$

- Determinar o FWHM através do cálculo da distância entre os dois pontos correspondentes aos valores CT_{metade} . A interpolação linear simples pode ser utilizada para obter esta distância com maior precisão. Essa distância representa a largura de corte da imagem.

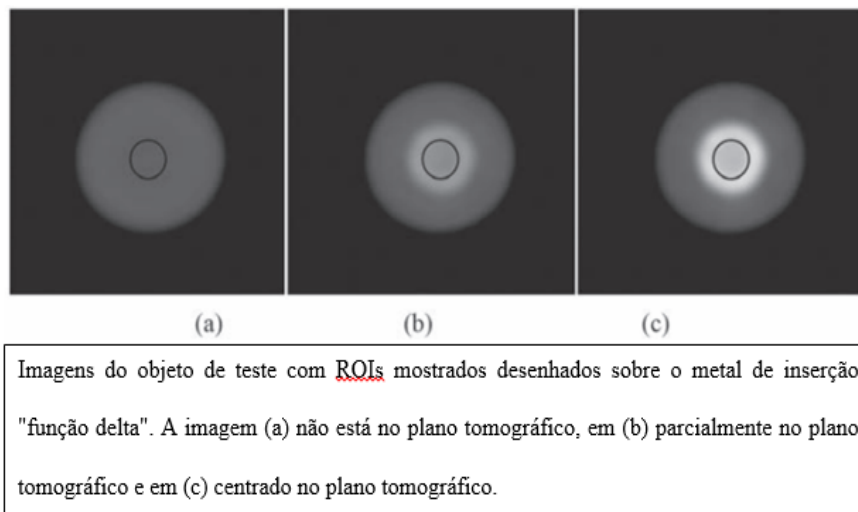


Figura 46. Imagens obtidas com seus respectivos ROI.

5.11.7 Interpretação dos resultados

Largura de corte nominal (mm)	Aceitável
≤ 1	$< \text{nominal} + 0.5 \text{ mm}$
$> 1 \text{ e } \leq 2$	$\pm 50\%$
> 2	$\pm 1 \text{ mm}$

- A aceitação por MDCT avaliada no modo axial, as larguras de corte da imagem medidas para imagens contíguas devem concordar com uma tolerância aceitável de 20%.
- Para fatias extremamente finas, especialmente se forem adquiridos no modo axial, a espessura da imagem medida pode ser significativamente mais espessa do que a espessura nominal, por exemplo, uma fatia nominal de 1 mm de espessura pode na verdade ser de 3 mm de espessura ou mais, por causa das limitações impostas

pela a espessura de inclinação. Verifique as especificações fantoma e aplique correções apropriadas, se necessário.

5.12 Largura de feixe do raios X

5.12.1 Introdução

A largura de feixe de raios X é uma medida da largura do feixe colimado ao longo do eixo z. É geralmente definido e medido para varredura axial. Em MDCT, a largura do feixe de raios X é maior do que a largura da imagem total, sendo mais significativo para uma largura de feixe mais fina.

5.12.2 Escopo

Objetivos

- 1) Determinar a precisão das configurações do colimador;
- 2) Determinar o grau de aumento da largura do feixe em relação a largura da imagem.

Frequência: Deve ser realizado no teste de aceitação, comissionamento, e quando realizadas modificações no equipamento.

5.12.3 Equipamentos, materiais e instrumentação

Um detector especial de raios X é necessário, ou:

(A) uma tira de filme de localização, com uma placa coberta de película e com adesivo; ou

(B) uma tira de filme radiocrômico; ou

(C) dosímetros termoluminescentes finos carregados em um suporte (não recomendado para larguras finas de cortes).

5.12.4 Protocolo de varredura

Na aceitação, conforme especificações técnicas. Em geral utilizar todas as configurações do colimador.

Em testes de comissionamento, recomenda-se que todas as configurações de colimação devem ser testadas, incluindo combinações de configuração de detector e largura de corte.

Isto não é recomendado como um teste anual.

5.12.5 Metodologia

- 1) Coloque filme sobre um bloco plano para minimizar dispersão do filme.
- 2) Elevar a mesa de modo que a superfície do filme fique no isocentro do aparelho (Figura 47).
- 3) Marcar o isocentro no filme.
- 4) Fazer uma varredura axial usando um kV e mAs definido.
- 5) Repetir o procedimento para todos os outros protocolos de verificação selecionados.
- 6) Repetir os passos (4) e (5), desta vez utilizando o mesmo kV mas metade do valor mAs.

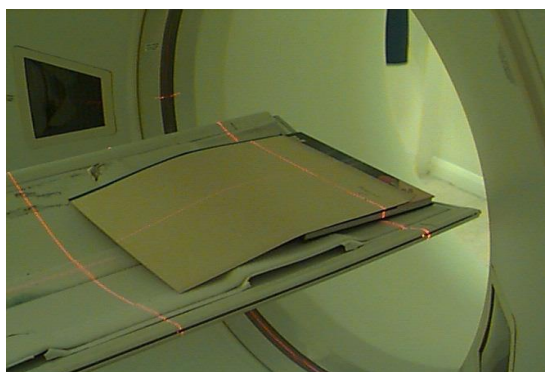


Figura 47. Colocação do filme no isocentro do equipamento.

5.12.6 Análise

1. Traçar o perfil da densidade do filme exposto utilizando os protocolos dos passos 4 e 5 (Figura 48).
2. De um modo semelhante, determinar a densidade máxima para cada verificação feita no passo 6. Note-se que este valor de densidade corresponde ao nível de exposição de 50% para o filme correspondente processado acima no passo 1 e assim define o valor FWHM para o filme.
3. Aplicar o valor de densidade para a FWHM para cada um dos feixes desenhados acima no passo 1 para determinar a largura do feixe de raios X.
4. Um método simples para proporcionar uma medida direta do grau de aumento da largura do feixe em relação à largura da imagem é dividir a largura nominal de colimação do feixe pela largura do feixe de raios X medido.
5. Com a régua realiza-se a medida da espessura da densidade do filme exposto (Figura 49).

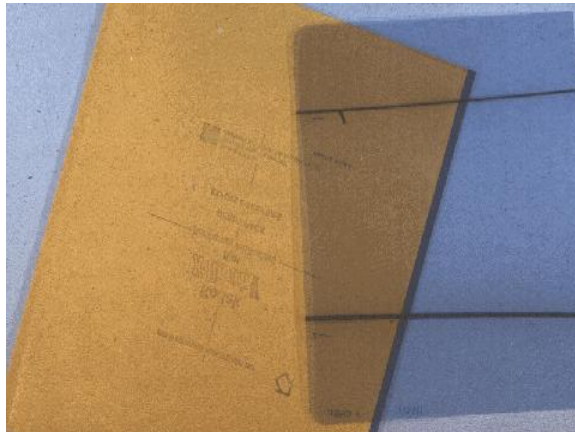


Figura 48. Perfil de densidade do filme exposto.

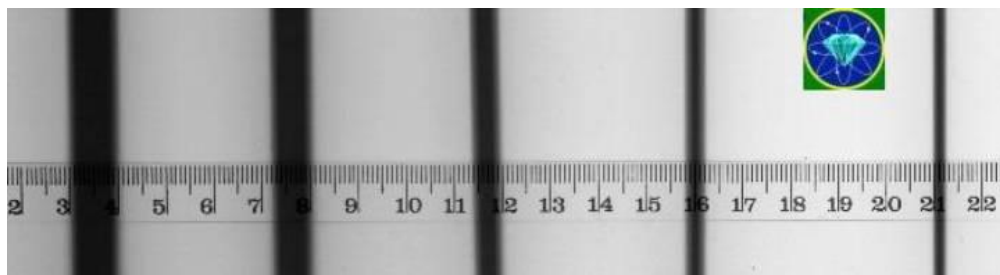


Figura 49. Medição da espessura da densidade do filme exposto.

5.12.7 Interpretação dos resultados

1) Na aceitação, a largura do feixe de raios X deve estar dentro das especificações do fabricante.

2) Comparar as medidas do grau de aumento para diferentes configurações de colimação com os dados disponíveis para varreduras semelhantes.

5.13 Resolução espacial de alto contraste

5.13.1 Introdução

A medição da resolução espacial é importante na aceitação e comissionamento de um tomógrafo. A resolução é um parâmetro que pode ser otimizado com o ruído da imagem e a dose. No entanto, a resolução espacial avaliada por testes de rotina no controle de qualidade, não possui grande variação de acordo com os físicos que trabalham na área.

5.13.2 Escopo

Objetivo: Verificar se a resolução espacial de uma imagem reconstruída está em conformidade com padrões de fábrica (Figura 50).

Frequência: No teste de aceitação, após uma manutenção no TC que possa afetar a qualidade da imagem.

5.13.3 Equipamentos, materiais e instrumentação

Para a avaliação do MTF (capacidade do equipamento de imagiologia para reproduzir o detalhe espacial de um objeto numa imagem) de resolução espacial. Um software é necessário sendo fornecido pelo fabricante.

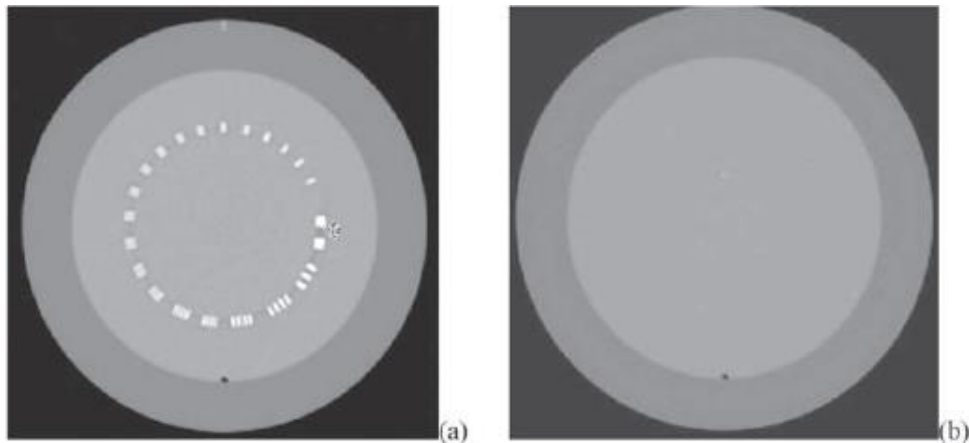


Figura 50. Par de linhas em simulador de alto contraste (A) e MTF de um simulador de alto contraste (B).

5.13.4 Protocolo de varredura

Na aceitação, conforme especificações técnicas.

Em testes de comissionamento, recomenda-se que o efeito dos filtros de reconstrução da resolução espacial devem ser avaliados.

5.13.5 Metodologia

- 1) Centralizar o simulador no plano tomográfico.
- 2) Alinhar o objeto de teste paralelo ao plano da imagem.
- 3) O alinhamento é essencial, pois qualquer desalinhamento fará com que os objetos se tornem efetivamente maiores ou mais turvos.
- 4) Escolha um protocolo relevante de varredura.
- 5) Faça a leitura do simulador.

6) Repita o procedimento para os protocolos de verificação adicionais.

5.13.6 Análise

- 1) Para os padrões de resolução, uma análise visual é apropriada.
- 2) Para a avaliação do MTF, os dados de imagem devem ser transferidos para o computador que contém software de análise.

5.13.7 Interpretação dos resultados

Dentro das especificações do fabricante.

Teste	Aceitável
Resolução espacial de alto contraste	Para exame de abdômen: 5 pl/cm Para exame de tórax: 6 pl/cm

5.14 Resolução espacial de baixo contraste

O físico médico irá utilizar a mesma metodologia descrita no item (5.3).

5.14.1 Instrumentação

Utilizar um simulador de baixo contraste como o apresentado na Figura 51.

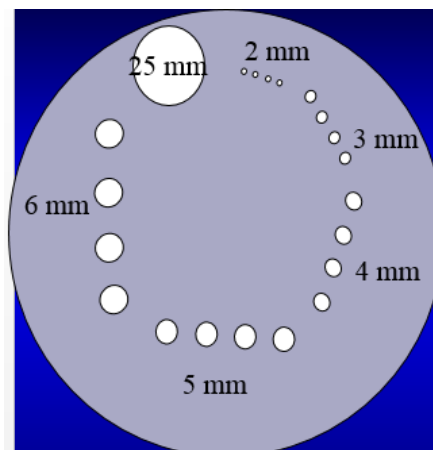


Figura 51. Simulador para avaliação de baixo contraste com seus respectivos diâmetros.

5.14.2 Interpretação dos resultados

Os 4 cilindros de 6 mm devem ser claramente visíveis (Figura 52).

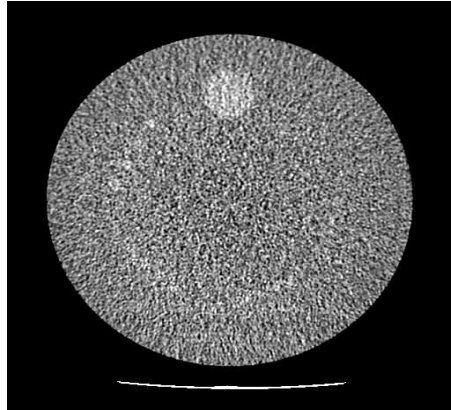


Figura 52. Imagem dos diâmetros do simulador.

6 Conclusão

O manual de segurança radiológica publicado pela ANVISA o qual descreve as provas de controle de qualidade dos aparelhos de radiodiagnóstico no Brasil não está atualizado, especialmente no que se refere à tomografia computadorizada.

A tecnologia envolvendo a tomografia está em grande expansão nos últimos anos. O crescimento contínuo da frequência de exames de TC no Brasil requer uma atenção maior para a otimização da proteção de forma a maximizar os benefícios desta ferramenta de diagnóstico.

O protocolo proposto neste trabalho, baseado nas recomendações da Agência Internacional de Energia Atômica, é um importante instrumento para os físicos médicos do Brasil. Este protocolo poderá ser aplicado nos serviços de tomografia adotado nos serviços de tomografia desde que este serviço disponha de profissionais capacitados como físicos médicos e tecnólogos e também de equipamentos e softwares necessários para a realização dos testes de CQ.

Além disso, buscou-se neste trabalho detalhar os testes de forma didática com objetivo de fornecer uma metodologia simples, prática e atualizada de controle de qualidade dos tomógrafos aos físicos médicos que estão ingressando na área.

7 Referências

- AAPM. **The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT**. College Park: American Association Of Physicists In Medicine, 2008. 28 p.
- AIHARA, André Yui et al. **Tomografia multi-slice no sistema músculo-esquelético**. Rev. Bras. Reumatol. , [s.l.], v. 43, n. 6, p.372-376, dez. 2003. Elsevier BV.
- AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. **Quality Control Manual: Computed tomography**. 2012. ed. [s.i]: American College of Radiology, 2012. 83 p.
- AUGUSTO, Fernando Mecca. **ESTUDO DA QUALIDADE DA IMAGEM E ÍNDICES DE DOSE EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**. 2009. 61 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Nuclear, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2009.
- BRENNER, David J.; HALL, Eric J. **Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure**. New England Journal of Medicine, [s.l.], v. 357, n. 22, p.2277-2284, 29 nov. 2007. New England Journal of Medicine (NEJM/MMS).
- BUSHONG, Stewart Carlyle. **Ciência Radiológica Para Tecnólogos**. 9. ed. New York: Elsevier, 2010. 728 p.
- BUSHONG, Stewart Carlyle. **Computed Tomography: From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT**. New York: Mcgraw Hill Professional, 2000. 162 p.
- DALMAZO, Juciléia et al. **Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada: estudo de viabilidade em um Hospital Universitário**. Radiologia Brasileira, [s.l.], v. 43, n. 4, p.241-248, ago. 2010. FapUNIFESP (SciELO).
- ESCOLAS TÉCNICAS DO SUS (ETSUS). **Tomografia computadorizada**.
- GARIB, Daniela Gamba et al. **Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia**. Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial, Maringá, v. 12, n. 2, p.139-156, abr. 2007. FapUNIFESP (SciELO).
- GOLDMAN, L. W. **Principles of CT: Multislice CT**. Journal of Nuclear Medicine Technology, [s.l.], v. 36, n. 2, p.57-68, 15 maio 2008. Society of Nuclear Medicine.
- GONZALES, Hector Julio. **Control de Calidad en CT**. [s.i.]: International Atomic Energy Agency, 2002. 30 slides, color.

IMPACT. **Quality Control of CT Scanners**. 2003.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATISTICA. **Tabela 20 - Equipamentos para terapia por radiação existentes em estabelecimentos de saúde, por esfera administrativa, segundo as Grandes Regiões e o tipo de equipamento**. 2009.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **IAEA human health series no 19**. VIENNA, 2012.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 102. 2007, Essen. **Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT)**. Essen: Elsevier, 2007. 79 p.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Evaluation and routine testing in medical imaging departments: Constancy tests – Imaging performance of computed tomography X-ray equipment**. Geneva, 2006.

INTERPHYSIX (Lisboa). **Dual Energy Characterization CT Phantom**.

KAK, Avinash C.; SLANEY, Malcolm; WANG, Ge. Principles of Computerized Tomographic Imaging. **Med. Phys.**, [s.l.], v. 29, n. 1, p.107-107, 2002. American Association of Physicists in Medicine (AAPM).

KALENDER, Willi A. **Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications**. 3. ed. Lexington: Publicis, 2011. 372 p.

KALENDER, Willi. Dose management in multi-slice spiral computed tomography. **Eur Radiol Suppl**, [s.l.], v. 14, n. 1, p.40-49, 10 fev. 2004. Springer Science + Business Media.

KALENDER, Willi. X-ray computed tomography. **Physics in Medicine and Biology**, [s.l.], v. 51, n. 13, p.29-43, 20 jun. 2006. IOP Publishing.

LIMA, Marcos Lopes; PEIXOTO, José Guilherme Pereira. **Estudo da viabilidade de materiais para construção de colimador em tomografia computadorizada – ct**.

MAIA, Ana Figueiredo; CALDAS, Linda V.E.. **Calibração das câmaras de ionização para feixes de tomografia computadorizada no Brasil: a realidade atual**. Radiologia Brasileira, [s.l.], v. 39, n. 3, p.209-213, jun. 2006. FapUNIFESP (SciELO).

- MARCONATO, José Augusto et al. **Redução de dose e aumento na vida útil do tubo de raios X em tomografia computadorizada.** Radiologia Brasileira, 2004, v. 37, n. 5, p.351-356, out. 2004. FapUNIFESP (SciELO).
- MARTIN, C. J.. **Radiation dosimetry for diagnostic medical exposures.** Radiation Protection Dosimetry, [s.l.], v. 128, n. 4, p.389-412, 6 out. 2007. Oxford University Press (OUP).
- MCKENNEY, Sarah E. et al. **Experimental validation of a method characterizing bow tie filters in CT scanners using a real-time dose probe.** Med. Phys., [s.l.], v. 38, n. 3, p.1406-1415, 2011. American Association of Physicists in Medicine (AAPM).
- MCNITT-GRAY, Michael F.. **AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT.** Radiographics, [s.l.], v. 22, n. 6, p.1541-1553, nov. 2002. Radiological Society of North America (RSNA).
- MEDEIROS, João. **Qualidade de imagem versus dose em Tomografia Computadorizada: otimização dos protocolos de crânio.** 2009. 106 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Biomédica, Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, Coimbra, 2009.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. 2010. **Caderno de informações da saúde (DATASUS).**
- MUTIC, Sasa et al. **Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66.** Medical Physics, [s.l.], v. 30, n. 10, p.2762-2792, out. 2003. American Association of Physicists in Medicine (AAPM).
- NERISSIAN, Denise Yanikian; COSTA, Paulo Roberto. Princípios de CT. In: RAMOS, Celso Darío; SOARES JUNIOR, José (Ed.). **PET e PET/CT em Oncologia: Sociedade Brasileira de Biologia, Medicina Nuclear e Imagem Molecular.** São Paulo: Atheneu, 2010. Cap. 3. p. 19-34.
- NICHOLAS KEAT. **Report 05016: CT scanner automatic exposure control systems.** Londres: Impact, 2005. 57 p.
- NÓBREGA, Almir Inacio da. **Técnicas de Imagem Por Tomografia Computadorizada.**

RENHA, Simone Kodlulovich. **Control de Calidad en CT.** [s.i]: International Atomic Energy Agency, 2007. 52 slides, color.

RENHA, Simone Kodlulovich. **Protocolos de Dosimetria y de Controle de Calidad RD y RT.** [s.i]: International Atomic Energy Agency, 2007. 18 slides, color.

RODRIGUES, Sónia Isabel et al. **Estudo da dose nos exames de tomografia computadorizada abdominal em um equipamento de 6 cortes.** Radiologia Brasileira, [s.l.], v. 45, n. 6, p.326-333, dez. 2012. FapUNIFESP (SciELO).

SCARFE, William C.; FARMAN, Allan G.; FARMAN, Allan G.. **Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice.** Journal Canadian Dental Association. Canadá, p. 75-80. fev. 2006.

SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA; Sociedad Española de Protección radiologica; Sociedad Española de Radiología médica. **Protocolo español de control de calidad en radiodiagnostico.** 2011. ed. Madrid: Senda Editorial, S.a., 2012. 321 p.

TACK, Denis; GEVENOIS, Pierre Alain (Ed.). **Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography.** Germany: Springer-verlag Berlin Heidelberg, 2007.

TAUHATA, Luiz et al. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos.** 10. ed. Rio de Janeiro: IRD/CNEN, 2014. 344 p.

TORRES, Marianna Guanaes Gomes et al. Avaliação de doses referenciais obtidas com exames de tomografia computadorizada de feixe cônico adquiridos com diferentes tamanhos de voxel. **Dental Press J. Orthod.**, [s.l.], v. 15, n. 5, p.42-43, out. 2010. FapUNIFESP (SciELO).

UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATIONS. **Sources and effects of ionizing radiation.**New York: Unsear, 2008. 220 p.

UNITED STATES OF AMERICA. FOOD AND DRUG ADMINISTRATION. **Provision for Alternate Measure of the Computed Tomography Dose Index (CTDI) to Assure Compliance with the Dose Information Requirements of the Federal Performance Standard for Computed Tomography.**

WOLBARST, Anthony B. et al. **Physics of radiology.** 2. ed. Madinson: Medical Physics Publishing, 2005. 647 p.