



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"**

Instituto de Biociências

Mariana Cechinato

**Controle de Qualidade em Equipamentos
de Tomografia Computadorizada**

Botucatu

2008

Controle de Qualidade em Equipamentos de Tomografia Computadorizada

Mariana Cechinato

Monografia apresentada ao Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, campus de Botucatu, para obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientadores: Prof^a. Dr^a. Denise Yanikian Nersissian

Prof. Dr. Fernando Ribeiro Gomes

Botucatu

2008

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉCNICA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO
DA INFORMAÇÃO
DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: SELMA MARIA DE JESUS

Cechinato, Mariana.

Controle de qualidade em equipamentos de tomografia computadorizada /
Mariana Cechinato. - Botucatu [s.n], 2008.

Trabalho de conclusão (bacharelado – Física médica) – Universidade
Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 2008

Orientadora: Denise Yanikian Nersissian

Co-Orientador: Fernando Ribeiro Gomes

1. Diagnóstico por imagem 2. Tomografia computadorizada - Controle
de qualidade 3. Física médica

Palavras-chave: Controle de qualidade; Imagem; Tomografia computadorizada

Agradecimentos

Primeiramente, a todos os meus familiares, em especial à minha mãe Cristina, ao meu pai Roberto, à minha irmã Marina e à vó Esther, por sempre me ensinarem a ser uma pessoa melhor e por nunca me deixarem desistir sem tentar.

Ao Helber, pela paciência, pelo carinho e, principalmente, por me ensinar, através de seus atos, a ser uma pessoa mais generosa e perseverante.

À Lilian Matsushashi, pela amizade em todos esses anos e por ter me aberto as portas da sua casa e me aguentado por vários meses. Foi ótima companhia em todos os momentos: alegrias, tristezas, angústias, sonhos... E tudo o que posso dizer é que é uma pessoa maravilhosa, que ficará pra sempre no meu coração.

Ao Ernesto Lima, por ser um amigo sempre leal e por estar ao meu lado quando mais precisei.

Às queridas amigas Leticia (minha mãe substituta), Camélia, Beatriz e Natália, por terem sido minha família em Botucatu. Com elas vivi momentos únicos, que ficarão para sempre em minhas lembranças.

À Kátia Tanimoto e Mariana Ide, por estarem presentes na grande maioria de tudo o que foi importante para mim neste período: pelas conversas, pelo ombro amigo quando precisei, pelas risadas, pelo incentivo... Momentos que sempre serão lembrados com muito carinho e saudades.

A todas as pessoas da II Turma da Física Médica, em especial: Juliana Facchini, Ana Luiza Collacite, Graziela Hoshino, Amanda Bravim, Rodrigo Sartorelo e Iuri Ferreira, por estarem presentes nas minhas principais conquistas em Botucatu.

A todos os funcionários da Seção Técnica de Aplicações em Diagnósticos por Imagem do Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo, em especial à Prof^ª Dra. Denise Yanikian Nersissian, por todos os ensinamentos, pela paciência e por toda a ajuda que me deram na realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Fernando Ribeiro Gomes, por toda ajuda e orientação na hora de encontrar um local para o estágio.

Enfim, gostaria de agradecer a todas as pessoas que estiveram ao meu lado neste caminho rumo a mais uma conquista. Todos tiveram um papel importante e serei eternamente grata por isso.

***“Não podemos fazer grandes coisas
na Terra. Tudo o que podemos fazer
são pequenas coisas com muito amor.”
(Madre Teresa de Calcutá)***

***“O significado das coisas não está nas
coisas em si, mas sim em nossa
atitude com relação a elas.”
(Antoine de Saint-Exupéry)***

RESUMO

A tomografia computadorizada, idealizada por Godfrey Hounsfield e Allan Cormack, está em sua quarta década de utilização clínica e tem se mostrado uma ferramenta muito útil no diagnóstico de diversas patologias. Por essa razão, sua utilização vem crescendo a cada dia, devido aos grandes avanços tecnológicos desde sua criação. Por ser cada vez mais utilizado, o equipamento deve estar em boas condições de funcionamento, pois está sujeito a alterações e desgaste, prejudicando a qualidade do diagnóstico. Para avaliar se o desempenho do tomógrafo se mantém constante com o tempo e a dose recebida pelo paciente esteja dentro dos limites desejados, devem ser realizados testes periódicos de controle de qualidade. Para que isto ocorra, foi criada a Portaria 453 (01 de junho de 1998), que determina a necessidade de implantação de um Programa de Garantia de Qualidade (PGQ), onde, além dos testes de controle de qualidade, ficam estabelecidas as medidas necessárias para um funcionamento adequado do equipamento, gerando um diagnóstico confiável, com redução da dose para o paciente e dos custos. Neste trabalho, são apresentados testes de controle de qualidade realizados em hospitais da cidade de São Paulo realizados juntamente com a Seção Técnica de Aplicações em Diagnósticos por Imagem (STADI) do Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo (IEE/USP).

Palavras chave: tomografia computadorizada; controle de qualidade; imagem.

ABSTRACT

The computed tomography, devised by Godfrey Hounsfield and Allan Cormack, is in its fourth decade of the clinical use and has presented to be a very useful tool in the diagnosis of several pathologies. For this reason, its use is increasing each day, due to technological progress since its creation. Due to be more and more utilized, the equipment must be in good operating conditions, because it is subject to variance and wearing, damage the quality of diagnosis. To evaluate whether the performance of the scanner remains constant along the time and the dose received by the patient is within the desired limits, periodic tests of quality control must be performed. For this subject, the regulation 453 (June 01, 1998) was created, which determines the need of the implementation of a program for quality assurance (PGQ), where, in addition to the tests of quality control, are established the necessary measurements for the proper functioning of the equipment, generating a trustworthy diagnosis, reducing the dose for the patient and the costs. In this document, are presented tests of quality control carried out in hospitals of the city of Sao Paulo carried out together with the Technical Section of Applications by Imaging Diagnostic (STADI) of the Institute of Electrotechnics and Energy of the University of São Paulo (IEE/USP).

Key-words: computed tomography; quality control; image.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1:	O tubo de raios X.	13
Figura 2:	Matriz de reconstrução.	16
Figura 3:	Representação das etapas de reconstrução pelo método de <i>back projection</i> .	16
Figura 4:	Representação de um tomógrafo e seu sistema de coordenadas.	17
Figura 5:	Detectores de radiação.	20
Figura 6:	Equipamento de primeira geração.	21
Figura 7:	Equipamento de segunda geração.	22
Figura 8:	Equipamentos de terceira geração.	23
Figura 9:	Equipamento de quarta geração.	23
Figura 10:	Equipamento de quinta geração.	24
Figura 11:	Princípio de funcionamento da tomografia helicoidal.	25
Figura 12:	Esquema de um equipamento <i>multi slice</i> .	26
Figura 13:	Representação das modificações na aquisição para pitch maior ou menor que 1,0.	28
Figura 14:	Perfil de sensibilidade e representação da FWHM.	31
Figura 15:	Alguns exemplos de artefato.	33
Figura 16:	Perfil de dose ao longo do eixo z, para espessura de corte de 10 mm.	35
Figura 17:	Perfil de dose para cortes adjacentes e representação da definição da MSAD.	36
Figura 18:	Representação do simulador de paciente utilizado com os orifícios onde será introduzida a câmara de ionização.	45
Figura 19:	Imagem obtida no teste de inclinação do <i>gantry</i> .	47

Figura 20:	Representação do dispositivo de teste.	48
Figura 21:	Representação das três situações possíveis na verificação da posição do objeto de teste e alinhamento..	49
Figura 22:	Representação da obtenção das medidas no teste de precisão do sistema de alinhamento luminoso.	50
Figura 23:	Teste de linearidade espacial.	52
Figura 24:	Representação da segunda seção do dispositivo de testes.	53
Figura 25:	Terceira seção do dispositivo de testes.	54
Figura 26:	Teste de uniformidade do número CT.	55
Figura 27:	Imagem obtida no teste de inclinação do <i>gantry</i> .	59
Figura 28:	Análise da precisão do alinhamento luminoso.	60
Figura 29:	Medida da FWHM para teste de exatidão da espessura de corte.	61
Figura 30:	Medidas realizadas para o teste de linearidade espacial.	62
Figura 31:	Visualização dos alvos esféricos presentes na seção 401 do CATPHAN.	63
Figura 32:	Medida dos números de CT dos alvos sensitométricos.	64
Figura 33:	Gráfico resultante do teste de linearidade de números CT.	65
Figura 34:	Imagem obtida para o teste de resolução de alto contraste.	65
Figura 35:	Imagem obtida da seção 515 do dispositivo para teste de resolução de baixo contraste.	66
Figura 36:	Imagens adquiridas para o teste de ruído na imagem.	67
Figura 37:	Teste de uniformidade de número CT realizado no dispositivo de teste.	68
Figura 38:	Teste de uniformidade de número CT realizado no ar.	69
Figura 39:	Teste de não uniformidade integral.	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1:	Valores do fator k determinados pelo <i>Report 96</i> da AAPM para pacientes de diferentes faixas etárias. Os valores entre parênteses são aqueles recomendados pelo <i>European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography</i> .	41
Tabela 2:	Fatores de conversãoacrílico/água.	46
Tabela 3:	Relação entre o menor grupo resolvido e a resolução espacial.	53
Tabela 4:	Parâmetros utilizados na realização da medida do valor de CTDI.	57
Tabela 5:	Leituras de dose obtidas e valores calculados de CTDI comparados àqueles mostrados no equipamento e aos estabelecidos pela Portaria 453/98.	58
Tabela 6:	Parâmetros utilizados nos ensaios de qualidade da imagem para cada seção do dispositivo CATPHAN.	59
Tabela 7:	Valores de números de CT medidos e valores esperados de número de CT dos alvos sensitométricos.	64
Tabela 8:	Resultados do teste de resolução de baixo contraste supra-slice e sub-slice.	66
Tabela 9:	Resultados do teste de uniformidade de número CT no dispositivo CATPHAN.	68
Tabela 10:	Resultados do teste de não uniformidade integral.	70

SUMÁRIO

Resumo

Abstract

Lista de Figuras

Lista de Tabelas

1. Introdução.....	11
2. Fundamentos teóricos.....	13
2.1 Produção e propriedades dos raios X.....	13
2.2 Formação da imagem em tomografia computadorizada.....	14
2.3 Componentes de um tomógrafo computadorizado.....	17
2.4 Desenvolvimento histórico e geométrico.....	21
2.5 Parâmetros utilizados na aquisição dos dados.....	27
2.6 Parâmetros de reconstrução e apresentação da imagem.....	28
2.7 Características da imagem em tomografia computadorizada.....	29
2.8 Dose de radiação em tomografia computadorizada.....	34
2.9 Controle de qualidade em tomografia computadorizada.....	43
3. Materiais e metodologia.....	44
3.1 Dosimetria.....	44
3.2 Teste de inclinação do gantry.....	46
3.3 Ensaios de qualidade da imagem.....	48
4. Resultados.....	57
4.1 Dosimetria.....	57
4.2 Teste de inclinação do <i>gantry</i>	58
4.3 Ensaios de qualidade da imagem.....	59
5. Discussão e conclusão.....	71
6. Referências.....	73

1. INTRODUÇÃO

Depois da descoberta dos raios X, em 1895, por Roentgen, vários estudos foram realizados para aperfeiçoar a utilização destes na área médica e torná-la mais segura.

Em 1917, o matemático J. H. Radon foi o primeiro a desenvolver uma teoria que possibilitaria a obtenção de imagens seccionais utilizando medidas de transmissão da radiação através de um objeto [1].

Os primeiros experimentos com aplicações médicas deste tipo de reconstrução de imagens foram realizados pelo físico A. M. Cormack. Entre 1957 e 1963, ele desenvolveu um método para calcular a absorção da radiação no corpo humano baseado em medidas de transmissão [1].

A implementação de práticas na área médica foi realizada por G. N. Hounsfield, que é considerado o inventor da tomografia computadorizada. Em 1972, juntamente com J. Ambrose, Hounsfield conduziu o primeiro exame em um paciente do Atkinson Morley Hospital. Este exame foi realizado com o tomógrafo EMI Mark I, desenvolvido por Hounsfield [1].

Em 1974, já havia 60 tomógrafos operando. Porém, só eram realizados exames de cabeça. Somente em 1975 foi possível realizar exames em outras regiões do corpo [1].

Em 1979, Hounsfield e Cormack foram agraciados com o prêmio Nobel pela invenção da tomografia computadorizada [1].

Devido ao grande aumento na utilização da tomografia computadorizada, muitos estudos foram realizados para o aperfeiçoamento da técnica. Em 1989, W. A. Kalender e P. Vock desenvolveram o método helicoidal e, em 1998, surgiram os equipamentos *multi slice*, que utilizam múltiplas fileiras de detectores [1].

Com o passar do tempo, o número de fileiras de detectores presentes em cada equipamento foi aumentando. Atualmente, estão disponíveis equipamentos com 256 fileiras de detectores.

A grande utilização desta técnica trouxe a necessidade de estabelecer se os equipamentos utilizados possuem bom desempenho para gerar um diagnóstico adequado, com baixos níveis de dose e menor custo para a instituição que o utiliza. Para alcançar esse objetivo, foram introduzidos os testes de controle de qualidade,

que avaliam também se o equipamento permanece constante com o passar do tempo.

Neste trabalho, serão apresentados os testes de controle de qualidade para equipamentos de tomografia computadorizada realizados em hospitais da cidade de São Paulo e que fazem parte do Programa de Garantia de Qualidade destas instituições.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Produção e propriedades dos raios X

Os raios X são produzidos quando um material é bombardeado por elétrons em alta velocidade. O tubo de raios X, como mostrado na figura 1, consiste em um anodo e um catodo envoltos pela ampola de raios X [2].

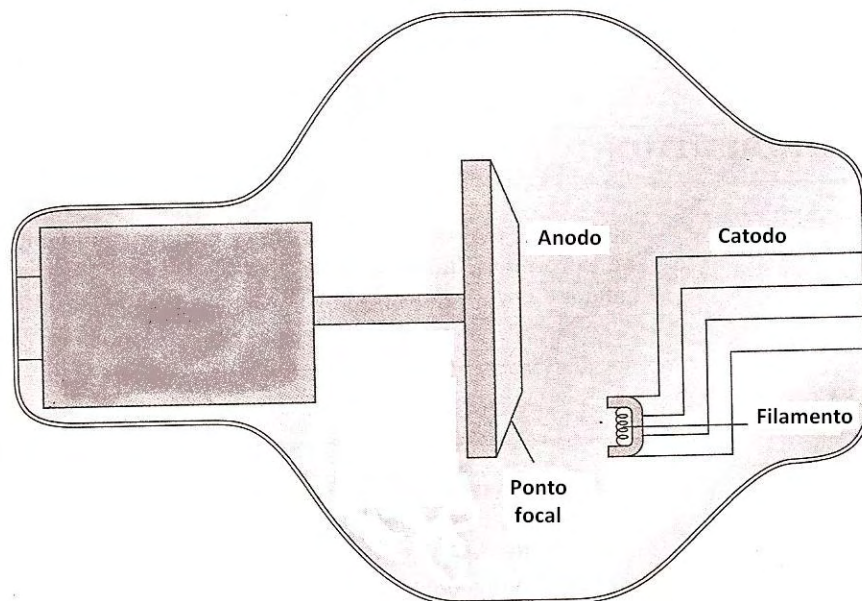


Figura 1: O tubo de raios X [1].

O anodo é o componente onde os raios X são produzidos e o calor gerado por essa produção é dissipado. É uma peça de metal, geralmente com alto número atômico e contém a área que determinará as dimensões do feixe de raios X, o ponto focal, que deve ser escolhido de acordo com o propósito de determinado procedimento [3].

O catodo é um filamento que tem como função expelir os elétrons do circuito para que estes atinjam o anodo. Isso ocorre devido ao fenômeno conhecido como emissão termoiônica, que é a expulsão dos elétrons devido ao aquecimento do filamento pela passagem de corrente elétrica [3].

Os elétrons expelidos são acelerados devido à diferença de potencial aplicada entre o anodo e o catodo e atingem o anodo com alta velocidade, gerando os raios

X. Existem dois mecanismos principais que produzem radiação X: radiação de freamento ou *Bremsstrahlung* e radiação característica [2,3].

A radiação de freamento é produzida quando um elétron passa próximo ao núcleo do átomo do anodo. Como o núcleo é positivo e o elétron é negativo, ocorre atração entre eles, desviando o elétron de sua trajetória original, reduzindo sua velocidade e, conseqüentemente, havendo perda de parte de sua energia. Essa energia perdida será emitida como um fóton [4].

A radiação característica é gerada quando o elétron emitido pelo catodo interage com o átomo do anodo, retirando um elétron das camadas mais internas da eletrosfera. Para preencher essa lacuna e manter o equilíbrio do átomo, elétrons de camadas superiores deixam sua camada original e ocupam o espaço aberto. Devido à diferença de energia de ligação entre as camadas, há uma perda de energia na forma de fótons, onde este possuirá energia igual à diferença entre as energias de ligação dos elétrons envolvidos [4].

2.2 Formação da imagem em tomografia computadorizada

A formação da imagem na tomografia computadorizada compreende três etapas: aquisição de dados, reconstrução da imagem e apresentação da imagem.

2.2.1 Aquisição de dados

Esta fase da formação da imagem é realizada através da exposição de uma região do corpo utilizando um feixe estreito de raios X em forma de leque. A radiação atravessa essa região e é medida por um conjunto de detectores que se encontra do lado oposto do paciente. Os detectores fornecem um perfil da atenuação do feixe pela região exposta [5,6,7].

Para produzir a imagem, são necessários dados coletados em várias posições ao redor da região de interesse. Para que isso aconteça, o feixe de raios X deve ser rotacionado ao redor do corpo, gerando dados em vários ângulos. O ângulo mínimo de varredura é 180° , já que medidas realizadas na mesma direção e sentidos opostos possuem o mesmo valor e são chamadas de projeções complementares [5,6,7].

2.2.2 Reconstrução da imagem

A intensidade dos raios X captada pelos detectores é comparada com a intensidade captada por um detector de referência (que não sofreu atenuação), e utilizando estes valores, são adquiridos os coeficientes médios de atenuação linear para cada projeção de acordo com a expressão:

$$I_t = I_0 e^{-\mu t}$$

Onde:

I_t = intensidade transmitida;

I_0 = intensidade captada pelo detector de referência;

μ = coeficiente de atenuação linear médio;

t = espessura do paciente.

Os valores de μ encontrados são normalizados pela expressão:

$$CT = [(\mu_{\text{tecido}} - \mu_{\text{água}}) / \mu_{\text{água}}] 1000$$

Onde:

CT = número de CT;

μ_{tecido} : coeficiente de atenuação linear médio do tecido exposto;

$\mu_{\text{água}}$: coeficiente de atenuação linear da água.

Os números de CT (ou escala de Hounsfield) variam de acordo com a densidade dos tecidos. O valor para a água é sempre zero. Tecidos com densidades maiores que a da água (músculos e ossos) têm números de CT positivos e com densidades menores que a da água (gordura e pulmões) têm números CT negativos [5,6,7].

Após a aquisição dos números de CT para várias posições, um algoritmo de reconstrução utiliza esses dados e obtém como resultado uma matriz (Figura 2), em que cada elemento, denominado pixel, receberá um valor numérico, correspondente ao número de CT [5,6,7].

Cada pixel da matriz representa as propriedades de atenuação média dos raios X do tecido no voxel (elemento de volume) correspondente [5,6,7].

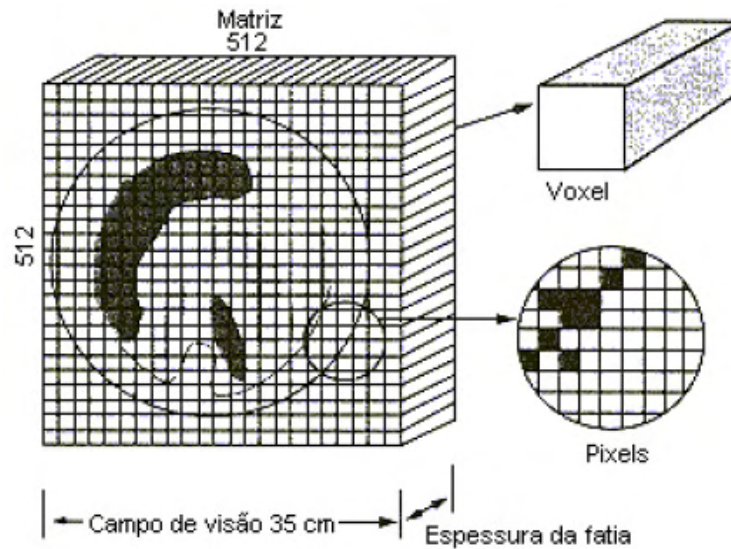


Figura 2: Matriz de reconstrução [8].

O método de reconstrução mais utilizado é *filtered back projection* e está representado na figura 3. Este método consiste em superpor os sinais projetados do perfil de atenuação para trás, ao longo da direção em que os dados de projeção foram coletados e, também, utilizar filtros para redução de borramento na imagem [5,6,7].

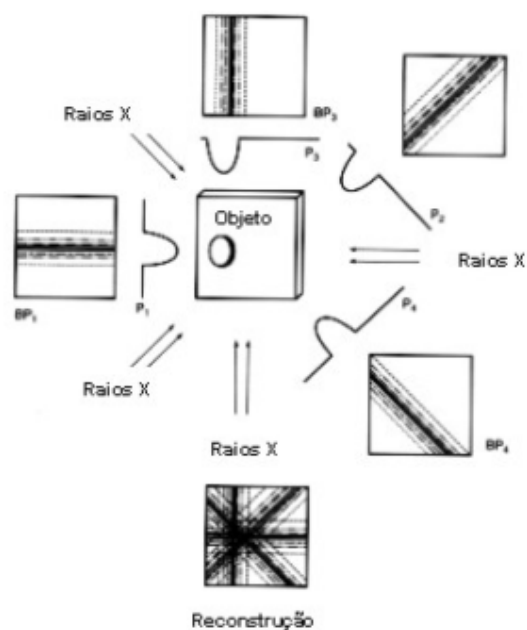


Figura 3: Representação das etapas de reconstrução pelo método de *back projection* [7].

2.2.3 Apresentação da imagem

Esta etapa é realizada por componentes eletrônicos que convertem sinal digital (matriz de reconstrução) em analógico, para que a imagem possa ser visualizada no monitor do equipamento [5,6,7].

Utilizando estes componentes, cada pixel da matriz de reconstrução recebe um tom de cinza referente ao número de CT. A relação entre a escala de Hounsfield e os tons de cinza, ou brilho, é estabelecida através da seleção de dois parâmetros de janelamento: o nível e a largura da janela [5,6,7].

O nível de janela (WL) é o número de CT localizado no centro da escala de tons de cinza [7].

A largura da janela (WW) define a faixa de números de CT convertida em tons de cinza. Os tecidos que possuem número de CT acima do limite superior estabelecido da janela serão apresentados na cor branca. Os que possuem números de CT abaixo do limite inferior serão mostrados na cor preta [7].

Após a apresentação da imagem no monitor, o operador pode armazená-la no sistema, gravá-la em CD ou pode optar pela impressão em filme.

2.3 Componentes de um tomógrafo computadorizado

O tomógrafo, representado na figura 4, é composto por um *gantry* (onde estão localizados o circuito gerador de raios X, o tubo de raios X e os detectores), uma mesa de suporte de pacientes, um sistema computacional (que realiza a reconstrução das imagens) e um painel de controle (onde são selecionados os parâmetros de aquisição da imagem) [6].

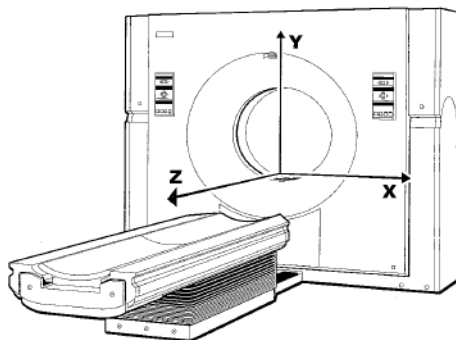


Figura 4: Representação de um tomógrafo e seu sistema de coordenadas [9].

2.3.1 Circuito gerador de raios X

Antigamente, os tomógrafos possuíam geradores operando a baixa frequência (60Hz), que ocupavam um grande espaço. Devido ao seu tamanho, este tipo de circuito ficava localizado fora do *gantry* e era conectado ao tubo de raios X por um longo cabo de alta tensão flexível, que limitava a movimentação do tubo [6].

O uso de geradores que operam a alta frequência (3000Hz), além de possuir maior eficiência, também possibilitou grandes avanços, como a TC helicoidal. Isso, devido ao menor tamanho, que possibilita sua localização próxima ao tubo de raios X e movimentação contínua ao redor do paciente com a utilização de *slip rings* [6].

2.3.2 Tubo de raios X

Como na tomografia computadorizada as exposições são realizadas em série e com parâmetros técnicos elevados, há um maior aquecimento do tubo de raios X. Dessa forma, o tubo deve ser construído de forma a possuir uma alta capacidade de dissipação de calor. Além disso, deve-se fazer pausas entre as exposições para facilitar o resfriamento do tubo [6,7].

Atualmente, os tubos de raios X utilizados nos tomógrafos possuem tamanhos de ponto focal entre 0,5 e 1,2 mm. Focos mais finos são utilizados para espessuras menores e alta resolução espacial, enquanto focos grossos são utilizados para obter alta resolução de baixo contraste e examinar grandes volumes [1].

2.3.3 Colimação

O uso de colimadores é de extrema importância, pois determinam o tamanho e a forma do feixe de raios X, além de reduzir a dose para o paciente e melhorar a qualidade da imagem. Na tomografia computadorizada, o feixe deve ser altamente colimado para que os cortes possam ser produzidos. Para isso, são utilizados os colimadores pré-paciente, que determinam a espessura de corte utilizada em determinado protocolo [7].

Também podem ser utilizados colimadores pós-paciente para diminuir a radiação espalhada pelo corpo do paciente e que atinge o detector. Esta redução melhora a qualidade da imagem [7].

2.3.4 Filtro de feixe

O feixe de raios X é dito polienergético, pois possui fótons de várias energias dentro de um determinado intervalo. Para a realização da tomografia computadorizada, é necessário que o feixe seja o mais monoenergético possível, para que possa ser realizada a reconstrução da imagem [1,7].

Fótons de baixa energia, que tem grande contribuição na dose para o paciente, mas não alcançam os detectores (não contribuem para a formação da imagem), são removidos. Isso torna o feixe mais penetrante e reduz a dose de radiação [1,7].

2.3.5 Detectores de radiação

Os detectores absorvem a radiação transmitida através do paciente e produzem um sinal elétrico proporcional à intensidade de radiação [3].

Os tomógrafos normalmente possuem detectores em estado sólido ou câmaras de ionização contendo gás xenônio. Os detectores em estado sólido possuem maior eficiência na absorção de raios X, devido a seu número atômico e densidade maior que do xenônio [5,6,7].

Os detectores em estado sólido (Figura 5a) são compostos por materiais cintiladores, normalmente tungstato de cádmio ou cintiladores cerâmicos, acoplados a um fotodetector. O material cintilador emite luz quando interage com a radiação. A intensidade de luz produzida é proporcional à intensidade da radiação que atinge o detector. A luz chega ao fotodetector e é convertida em sinal elétrico, que será utilizado na reconstrução da imagem [5,6,7].

As câmaras de ionização contendo gás xenônio (Figura 5b) funcionam da seguinte forma: o volume gasoso está em contato com dois eletrodos de metal, com uma tensão aplicada entre eles. Quando interage com o gás, a radiação causa sua ionização. O campo elétrico entre os eletrodos faz com que os íons se movam em direção aos eletrodos, gerando uma corrente elétrica, diretamente proporcional à intensidade de radiação que alcança o detector [5,6,7].

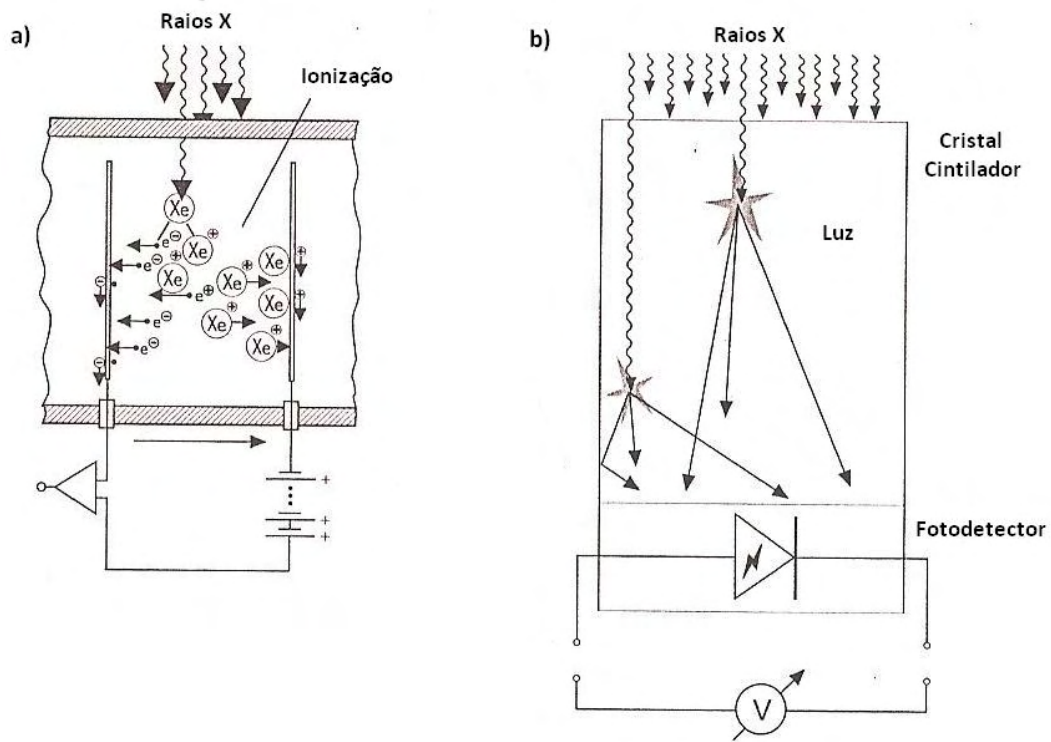


Figura 5: Detectores de radiação: a) Detector em estado sólido e b) Câmara de ionização contendo gás xenônio [1].

2.3.6 Mesa de suporte para pacientes

É construída com material de baixo número atômico para reduzir a atenuação do feixe de raios X [6].

2.3.7 Sistema computacional e console de operação

Calcula a atenuação de voxels individuais utilizando os dados coletados pelos detectores em diferentes posições ao redor do corpo do paciente. Todos os cálculos realizados na fase de reconstrução são realizados por algoritmos [6].

O sistema computacional também é responsável pelo armazenamento das imagens para análise posterior [6].

O console de operação é o local onde são selecionados os parâmetros utilizados na aquisição da imagem e onde está localizado o monitor onde a imagem resultante é apresentada [6].

2.4 Desenvolvimento histórico e geométrico

2.4.1 Equipamentos de primeira geração

A primeira geração de tomógrafos computadorizados utilizava o sistema translação/rotação e feixe com geometria paralela (Figura 6). Somente dois detectores de radiação eram usados, e mediam a transmissão dos raios X através do paciente para dois cortes diferentes. A aquisição dos dados era realizada através de um movimento de translação completo. Após a translação, o sistema tubo-detector rotaciona num intervalo de um grau e recomeça a translação. Esse procedimento é repetido até que a varredura seja de 180° [5].

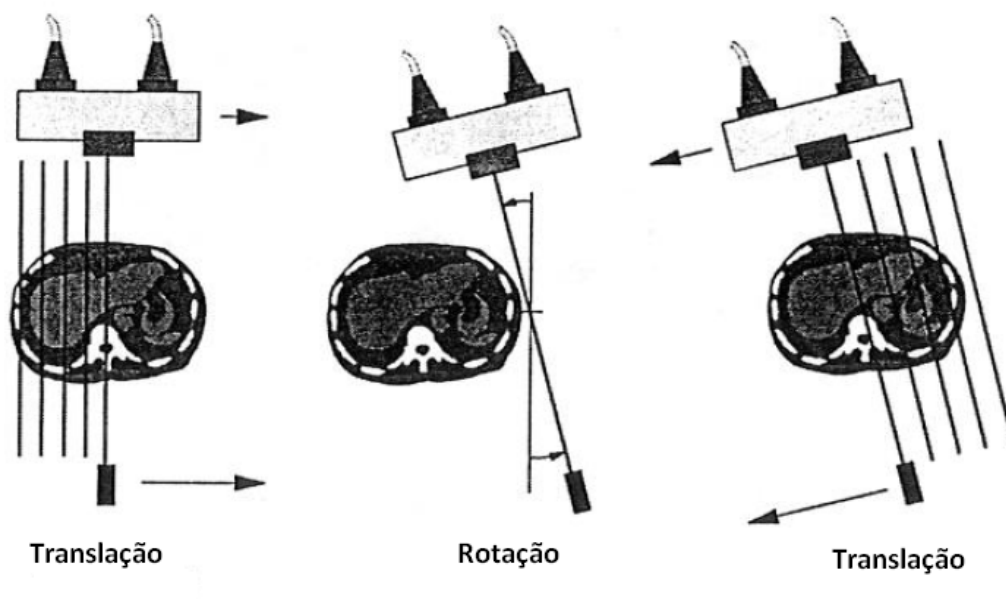


Figura 6: Equipamento de primeira geração [5].

Uma vantagem da primeira geração é o uso de geometria de feixe paralelo, que reduz de forma eficiente a influência da radiação espalhada, já que esta não alcança os detectores [5].

2.4.2 Equipamentos de segunda geração

Também utilizava o sistema translação/rotação (Figura 7), porém a grande inovação foi ter incorporado uma fileira de 30 detectores e o uso de geometria de

feixe em forma de leque com ângulo de 10° . Com isso, o tempo de varredura passou a ser de aproximadamente 18 segundos por corte, 15 vezes mais rápido que o sistema de primeira geração. Porém, houve um pequeno aumento da influência da radiação espalhada em relação ao sistema anterior, devido ao uso de feixe em forma de leque [5].

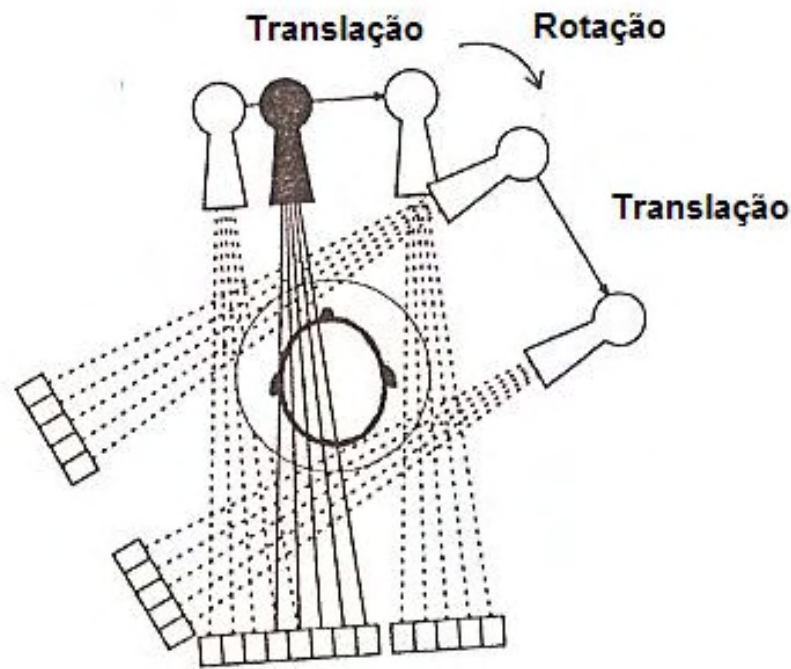


Figura 7: Equipamento de segunda geração [1].

2.4.3 Equipamentos de terceira geração

Também utilizam feixe em forma de leque, porém, o sistema tubo-detectores realiza um movimento constante ao redor do paciente (Figura 8). Ao eliminar o movimento de translação, o tempo de varredura foi reduzido substancialmente. Os primeiros tomógrafos de terceira geração realizavam a varredura em tempos menores que 5 segundos, enquanto que os modelos mais modernos levam aproximadamente meio segundo. O número de detectores também foi aumentado, chegando a 800 detectores [5].

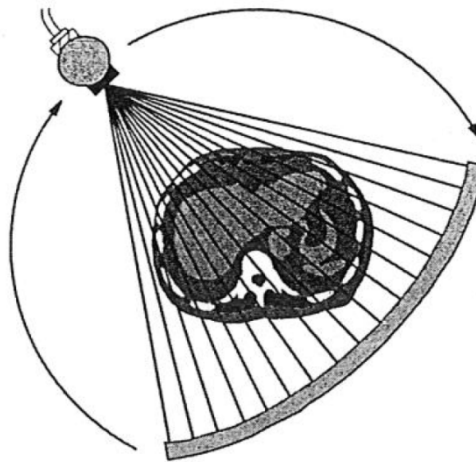


Figura 8: Equipamentos de terceira geração [5].

2.4.4 Equipamentos de quarta geração

Este tipo de equipamento foi desenvolvido para reduzir a presença de artefatos presentes nas imagens de equipamentos de terceira geração devido à descalibração de um detector. Nos tomógrafos de quarta geração, somente o tubo de raios X rotaciona ao redor do paciente. O feixe atinge um anel de detectores fixos, possuindo até 4800 detectores individuais (Figura 9) [5].

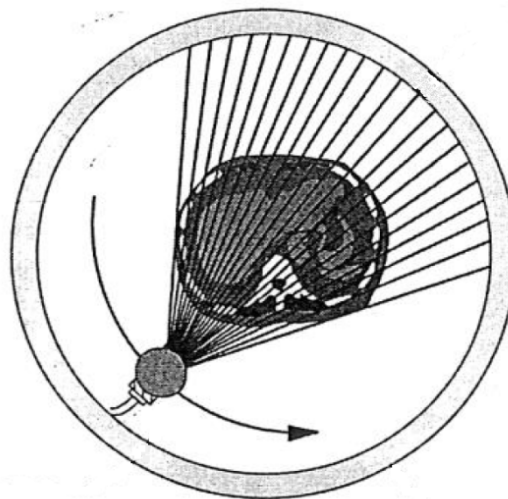


Figura 9: Equipamento de quarta geração [5].

2.4.5 Equipamentos de quinta geração

É um equipamento desenvolvido especialmente para adquirir imagens cardíacas. Não utiliza um tubo de raios X convencional, e sim um arco de tungstênio

ao redor do paciente e um anel de detectores do lado oposto ao paciente, como mostrado na figura 10. Os raios X são produzidos por um feixe de elétrons de alta energia que atinge o alvo de tungstênio. Dessa forma, não há partes móveis. O feixe de elétrons é produzido numa estrutura localizada antes do gantry e é eletronicamente distribuída ao redor do paciente, atingindo o tungstênio. Seu tempo de varredura chega a 50 milissegundos [5].

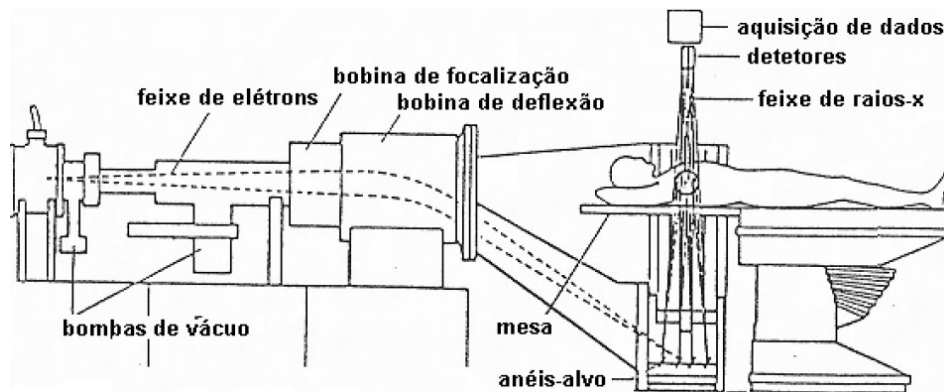


Figura 10: Equipamento de quinta geração [8].

2.4.6 Equipamentos de sexta geração

Os equipamentos de terceira e quarta gerações resolveram algumas limitações devido à eliminação do movimento de translação. Porém, durante a aquisição dos dados, o gantry precisava parar após a aquisição de cada corte, e rotacionar em sentido oposto para adquirir novo corte. Isso acontecia por causa dos cabos que conectavam o tubo e os detectores ao sistema eletrônico do tomógrafo. No início dos anos 1990, surgiu a tecnologia *slip ring*, que é um contato circular que transmite energia elétrica onde deslizam o tubo de raios X e os detectores, eliminando o uso de fios. Essa tecnologia permitiu a rotação contínua do conjunto tubo-detectores e o surgimento da tomografia helicoidal [5].

Na tomografia helicoidal, a mesa de suporte de pacientes se movimenta simultaneamente à rotação do conjunto tubo-detectores (Figura 11), o que faz com que o tempo de varredura seja muito menor que o da aquisição axial. Os equipamentos utilizados são de terceira e quarta gerações que possuem a tecnologia *slip ring* [1,5].

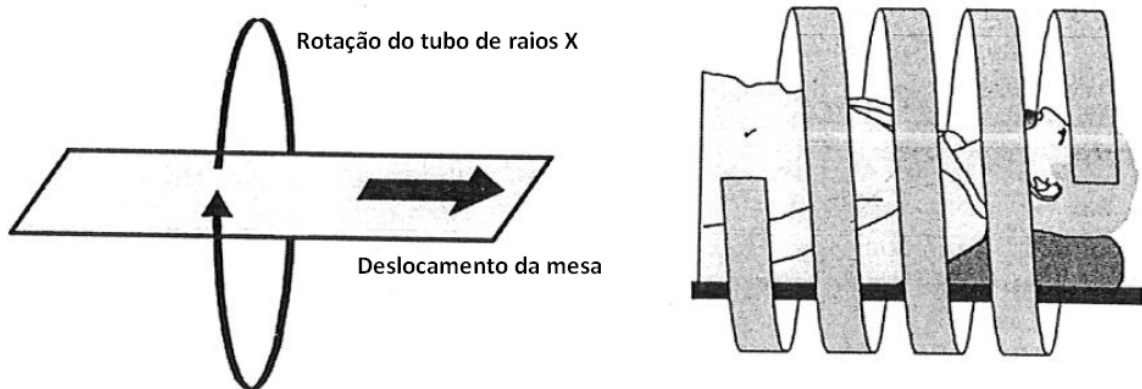


Figura 11: Princípio de funcionamento da tomografia helicoidal [5].

Como os dados adquiridos não estão todos no mesmo plano, a reconstrução da imagem é realizada através da interpolação dos dados, que é a estimativa de um valor em certa posição utilizando dados conhecidos de pontos próximos [5].

As principais vantagens do sistema helicoidal são:

- a velocidade, pois não há pausa enquanto a mesa é movimentada;
- a redução de artefatos devido à movimentação do paciente;
- a possibilidade de varrer grandes porções em um pequeno intervalo de tempo;
- a possibilidade de melhores condições para reconstrução em três dimensões.

A maior desvantagem desta técnica é a presença de artefatos devido à interpolação.

2.4.7 Equipamentos de sétima geração

São os equipamentos denominados *multi slice* (Figura 12), que utilizam múltiplas fileiras de detectores ao longo da direção z. A geometria empregada é a de terceira geração, onde as fileiras de detectores e o tubo de raios X giram simultaneamente ao redor do paciente. Todos os equipamentos *multi slice* utilizam a tecnologia *slip ring*, e a aquisição helicoidal é extremamente rápida, chegando a 0,33 segundos por rotação do tubo [10].

O sistema *multi slice* oferece maior flexibilidade devido aos avanços na tecnologia dos detectores, nos sistemas de aquisição de dados, no design do tubo

de raios X e em outros subsistemas. Os dados coletados de várias fileiras de detectores podem ser combinados como se fossem oriundos de um único detector. Para descrever este comportamento, o termo canal é empregado, onde um canal é a menor unidade no eixo z cujos dados são coletados independentemente. Portanto, se dados de múltiplas fileiras de detectores são coletados de forma que estas são combinadas, então estas fileiras formam um canal [10].

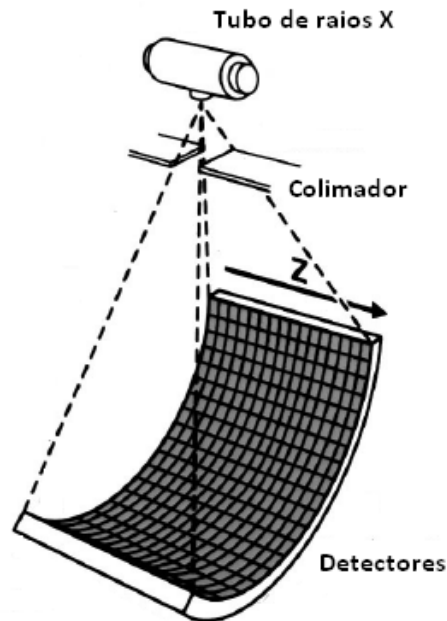


Figura 12: Esquema de um equipamento *multi slice* [11].

Atualmente, os equipamentos comercializados são capazes de adquirir mais de 64 canais simultaneamente. Outros valores comercialmente disponíveis são 2, 4, 6, 8, 10, 16, 32 e 40 canais. Para aquisições axiais, cada canal coleta dados suficientes para criar um corte. Comparado ao sistema com uma única fileira de detectores (*single slice*), o sistema *multi slice* produz aquisições muito mais rápidas, evitando superaquecimento do tubo [10].

Em equipamentos *single slice*, a espessura de corte é determinada primariamente pela colimação pré-paciente. No sistema com múltiplas fileiras de detectores, o comprimento de varredura é determinado pela colimação pré-paciente, mas a espessura de corte é definida pela configuração dos detectores [10].

Resumindo, a tecnologia *multi slice* oferece vantagens na variedade, qualidade e velocidade em suas aplicações [10].

2.5 Parâmetros utilizados na aquisição dos dados

2.5.1 Parâmetros de exposição

São eles: tensão aplicada ao tubo de raios X (kV), corrente no tubo de raios X (mA), tempo de exposição (s) e número de cortes [1,7].

Os valores de tensão devem ser escolhidos com cuidado devido à diferença de absorção de raios X em diferentes estruturas e em diferentes pacientes. Um aumento na tensão aplicada faz com que os fótons se tornem mais energéticos, atingindo o detector com maior facilidade [1,7].

O produto entre a corrente no tubo e tempo de exposição (mAs) influencia a quantidade de fótons emitidos e estabelece a qualidade da imagem, a dose de radiação absorvida pelo paciente e o desgaste do tubo de raios X [1,7].

2.5.2 Espessura de corte

É a dimensão do corte na direção z. Influencia na qualidade da imagem e na dose para o paciente [7].

2.5.3 Incremento de mesa

É o intervalo entre dois cortes adjacentes. O cuidado ao escolher o incremento de mesa é evitar que a estrutura de interesse fique localizada entre os cortes e não apareça na imagem [7].

2.5.4 Fator de passo (pitch)

É um componente importante do protocolo de exames em tomografia helicoidal. É definido como a razão entre o movimento da mesa por rotação do tubo e a espessura total nominal do feixe. Quando o valor do pitch é igual a 1, significa que a região varrida numa rotação do tubo de raios X será contígua à região varrida na rotação anterior. Valores de pitch maiores que 1,0 ocasionarão um espaço entre duas rotações adjacentes. Quando o pitch for menor que 1,0, a região varrida em uma rotação do tubo atingirá uma parte da região varrida na rotação anterior,

gerando o que chamamos de *overlapping*. Este comportamento é demonstrado na figura 13. [5,7,11].

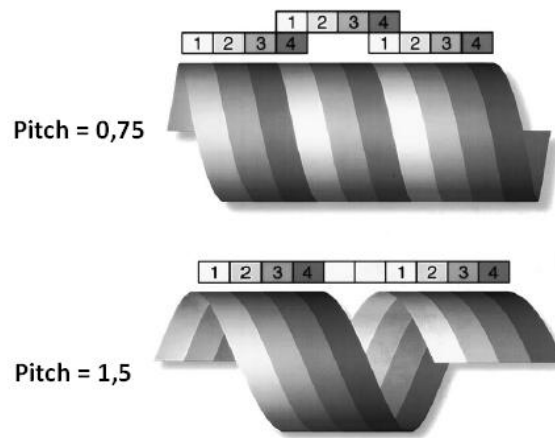


Figura 13: Representação das modificações na aquisição para pitch maior ou menor que 1,0 [11].

2.5.5 Inclinação do gantry

É definida como o ângulo entre o plano vertical e o plano formado pelo tubo de raios X, o feixe de raios X e os detectores. A escolha da inclinação adequada pode contribuir na redução ou eliminação de artefatos e na redução da dose de radiação em certos órgãos [7].

2.5.6 Comprimento de varredura

É a distância a ser varrida na direção z, e define qual será o volume total do corpo que será irradiado. Tem grande influência na dose recebida pelo paciente [7].

2.6 Parâmetros de reconstrução e apresentação da imagem

2.6.1 Campo de visão (FOV)

É o diâmetro máximo a ser examinado. A escolha de um FOV pequeno contribui para uma melhor resolução espacial, devido à diminuição no tamanho dos pixels da matriz de reconstrução. Deve-se ter o cuidado de conferir se a região de interesse se encontra dentro do FOV [6,7].

2.6.2 Algoritmo matemático

São instruções matemáticas para o cálculo e formação da imagem. Dele depende fortemente o aspecto e as características da imagem e é selecionado de acordo com a indicação clínica e a área de estudo [7].

2.6.3 Tamanho da matriz de reconstrução

A matriz de reconstrução é o conjunto de linhas e colunas de pixels na imagem reconstruída. É tipicamente 512x512 ou 1024x1024. Seu tamanho influencia na resolução espacial porque modifica o tamanho dos pixels [6,7].

2.6.4 Ajuste da janela de apresentação

Janelas mais largas mostram uma ampla faixa de tecidos. Já as mais estreitas são indicadas para visualizar tecidos específicos. Portanto, este é um parâmetro escolhido pelo operador de forma a visualizar a estrutura de interesse [6,7].

2.6.5 Filtros pós-processamento e magnificação (Zoom)

Os filtros pós-processamento são utilizados para amenizar ou intensificar a imagem final. Podem ser úteis na redução de artefatos [7].

A magnificação é definida como um aumento em determinado setor da imagem para facilitar sua visualização. Pode resultar na perda de nitidez [7].

2.7 Características da imagem em tomografia computadorizada

2.7.1 Ruído

O ruído (σ) determina a presença de um aspecto granulado na imagem e é definido como o desvio padrão dos valores de número de CT (P_i) de N pixels da

região de interesse (ROI) numa imagem de uma região homogênea em relação ao valor médio de número de CT (P):

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N-1} \cdot \sum_{i=1}^N (P_i - P)^2}$$

O ruído aumenta quando os detectores absorvem menor quantidade de raios X, devido à alta atenuação I_0/I do objeto absorvedor, baixo produto corrente-tempo Q (mAs) e pequena espessura de corte S (mm). Utilizando os fatores que influenciam o ruído, pode-se chegar à seguinte expressão:

$$\sigma = f_A \cdot \sqrt{\frac{I_0/I}{\varepsilon \cdot Q \cdot S}}$$

Onde:

f_A : contribuição do algoritmo de reconstrução;

I_0/I : atenuação do feixe de raios X;

ε : eficiência do tomógrafo;

Q : produto corrente-tempo (mAs);

S : espessura de corte (mm).

Em equipamentos helicoidais também deve ser considerada a influência do algoritmo de interpolação [1].

2.7.2 Perfil de sensibilidade do corte

Representa a resposta do sistema no eixo z e especifica com qual contribuição do sinal um objeto infinitesimalmente pequeno numa dada posição no eixo z é representado na imagem. Em condições ideais, um pequeno objeto dentro de um corte deve receber 100% do sinal, enquanto que outro objeto localizado fora do corte, não deve contribuir em nada na imagem. Quando representado num gráfico, este perfil deve ter forma retangular, porém, o que ocorre na prática é uma

pequena contribuição de estruturas localizadas fora do corte, já que o feixe colimado não possui bordas totalmente definidas, afetando a resolução da imagem (Figura 14) [1].

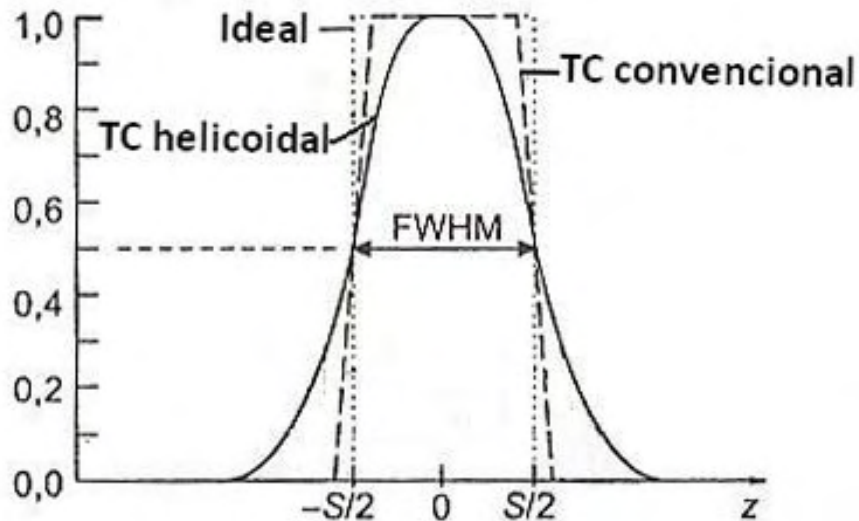


Figura 14: Perfil de sensibilidade e representação da FWHM [1].

Para caracterizar esse perfil em um sistema, geralmente é utilizada a largura do perfil a uma altura que corresponde a 50% do valor máximo (*Full Width at Half Maximum, FWHM*). Este valor é normalmente designado como a espessura de corte nominal [1].

2.7.3 Resolução espacial ou resolução de alto contraste

A resolução espacial é definida como a mínima separação entre dois objetos que produza imagem de dois objetos distintos e é expressa em pares de linha por centímetro (lp/cm) ou pares de linha por milímetro (lp/mm). Para determinar a resolução espacial de um dado equipamento, podem ser utilizados dispositivos de teste que possuem estruturas de alto contraste, ou seja, estruturas que possuam números de CT altos, para minimizar o efeito do ruído na imagem [1,5,6,7].

Os fatores que influenciam a resolução espacial são:

- *matriz de reconstrução*: tem influência direta na resolução espacial. Modificando-se o tamanho da matriz, o tamanho do pixel e a resolução espacial também são alterados.

- *pitch*: em equipamentos helicoidais, o pitch tem grande importância na determinação da resolução espacial. Quanto maior o pitch, menor a resolução, devido aos espaços presentes entre rotações contíguas do tubo de raios X.

- *tamanho do ponto focal*: utilizando foco grosso, o borramento na imagem será maior.

- *espaçamento entre detectores*: influenciam na resolução porque alguns fótons podem não atingir o volume ativo dos detectores, e sim o espaço entre eles, deixando de contribuir para a imagem. Portanto, quanto menor o espaço entre os detectores, maior a resolução espacial.

- *filtros de reconstrução*: a escolha do filtro utilizado determinará a resolução espacial. Filtros utilizados para imagens ósseas produzem maior resolução, enquanto que esta será menor se utilizados filtros para tecidos moles [5].

2.7.4 Resolução de baixo contraste

A resolução de baixo contraste é a capacidade de visualização de contraste entre tecidos que diferem muito pouco em suas densidades. O contraste de uma imagem é descrito como o número de densidades entre o branco e o preto. Uma imagem de alto contraste possui poucas densidades entre o branco e o preto, enquanto que imagens de baixo contraste possuem muitas densidades entre o branco e o preto [1,5,6,7].

Um modo de se determinar a resolução de baixo contraste é através da razão sinal-ruído, que é o quociente da diferença entre valores de CT pelo ruído [5].

Os fatores que influenciam a resolução de baixo contraste são:

- *mAs*: tem influência no número de fótons usados para produzir a imagem, afetando a razão sinal-ruído. Aumentando-se o mAs, aumenta a resolução de baixo contraste;

- *tamanho do pixel (FOV)*: com o aumento do FOV, aumenta também o tamanho dos pixels da matriz de reconstrução que conseqüentemente receberá maior informação devido ao aumento no número de fótons que atravessa cada pixel. Portanto, com o aumento do tamanho do pixel, a resolução de baixo contraste também será maior;

- *espessura de corte*: a espessura de corte tem influência no número de fótons utilizados na produção da imagem. Cortes mais espessos utilizam mais fótons e possuem maior resolução de baixo contraste;

- *tamanho do paciente*: utilizando um mesmo protocolo, pacientes maiores atenuam mais fótons, resultando em detecção de menor quantidade de raios X. Isto reduz a resolução de baixo contraste;

- *velocidade de rotação do gantry*: para valores constantes de mA e pitch, rotações mais rápidas resultam em mAs reduzido para produzir cada imagem, diminuindo a resolução de baixo contraste;

- *filtro de reconstrução*: filtros para imagens ósseas produzem menor resolução de baixo contraste, que é maior quando são utilizados filtros para tecidos moles [5].

2.7.5 Artefatos

Artefatos são estruturas ou padrões na imagem que não possuem correspondente na região de interesse. Os principais tipos são: devido a movimento, objetos de alta atenuação, problema nos detectores, endurecimento do feixe de raios X e efeito de volume parcial [1,5].

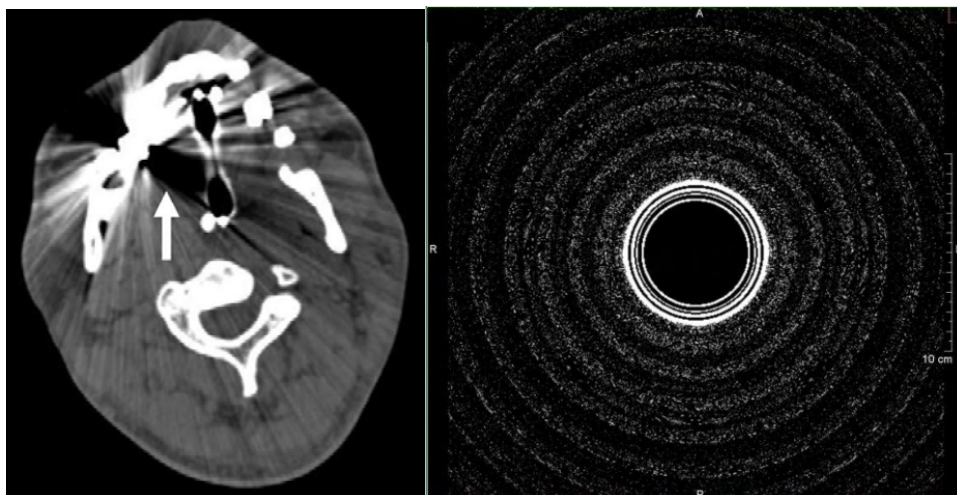


Figura 15: Alguns exemplos de artefato. O primeiro foi gerado por obturação dentária e o segundo por descalibração de um detector [7].

2.8 Dose de radiação em tomografia computadorizada

A tomografia computadorizada é considerada um procedimento de alta dose de radiação devido à grande quantidade de radiação espalhada presente no procedimento.

Segundo estudo publicado em 2000 pelo *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR)*, no mundo todo, a tomografia constitui 5% dos exames radiológicos realizados e contribui com 34% na dose total destes exames. Devido a esse fato, é necessário adotar estratégias para manter os níveis de dose tão baixos quanto for possível para um diagnóstico correto. Um passo importante é conhecer os parâmetros envolvidos na dosimetria em tomografia computadorizada [12].

2.8.1 Parâmetros utilizados para a medida de dose em tomografia computadorizada

2.8.1.1 Índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI) e dose média em múltiplos cortes (MSAD)

O CTDI é definido através da seguinte expressão:

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz$$

Onde:

D(z): perfil de dose ao longo do eixo z (Figura 16);

N: número de cortes adquiridos;

T: espessura de corte (em equipamentos com uma única fileira de detectores) ou do canal (em equipamentos *multi slice*).

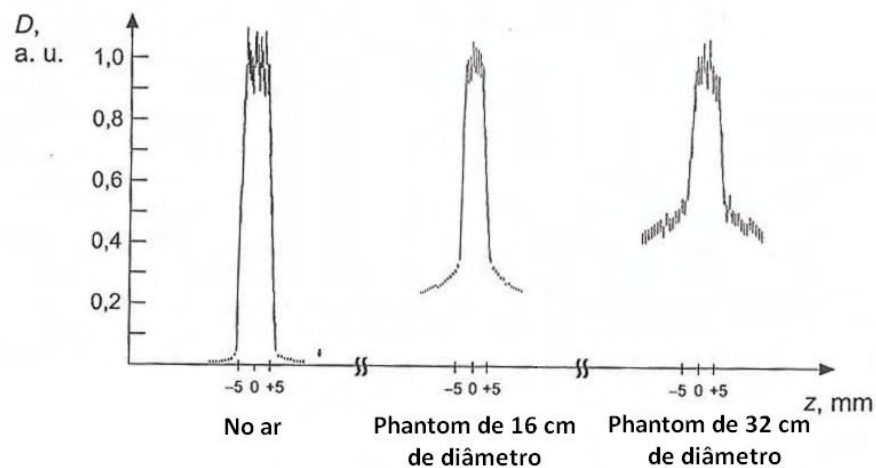


Figura 16: Perfil de dose ao longo do eixo z, para espessura de corte de 10 mm [1].

O CTDI representa a dose absorvida média, ao longo do eixo z, de uma série de irradiações contíguas e é expresso em miliGrays (mGy). Deve ser medido em protocolo axial em uma única rotação do tubo. É utilizado, teoricamente, para estimar a MSAD (Dose média em múltiplos cortes) [10].

A dose média em múltiplos cortes é a dose no tecido que inclui a radiação espalhada emanando de todos os cortes adjacentes, e também é expressa em miliGrays (mGy). Seu valor pode ser encontrado realizando-se uma série de varreduras com um incremento de mesa entre cada varredura em simuladores de cabeça e abdome. Cada corte possui uma curva característica de distribuição de dose e nas regiões onde as curvas dos cortes se sobrepõem, a dose resultante é maior que a de um único corte (figura 17). A MSAD pode ser calculada matematicamente através da seguinte expressão:

$$MSAD = \frac{1}{I} \int_{-1/2}^{1/2} D_{N,BI}(z) dz$$

Onde:

I: incremento da mesa ou intervalo entre os cortes (mm);

$D_{N,BI}(z)$: perfil de dose relacionado ao número de cortes e seus espaçamentos ao longo do eixo z.

A integral da dose pode ser medida através de uma câmara de ionização tipo “lápiz”, facilitando o cálculo da MSAD. Porém, o valor encontrado só é válido no centro da série de cortes [7].

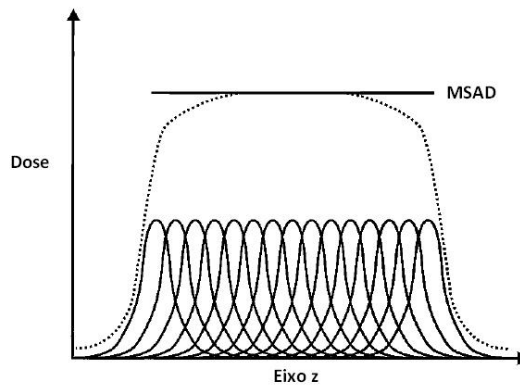


Figura 17: Perfil de dose para cortes adjacentes e representação da definição da MSAD [13].

Se a varredura possuir um número grande de cortes, a contribuição dos cortes mais distantes é desprezível e a expressão utilizada é:

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

Onde:

CTDI: índice de dose em tomografia computadorizada;

T: espessura de corte;

I: incremento de mesa.

2.8.1.2 $CTDI_{FDA}$

A equivalência entre MSAD e CTDI requer que todas as contribuições do perfil de dose sejam incluídas na medida, o que às vezes é difícil, afetando a exatidão dos valores encontrados. Para padronizar as medidas de CTDI, o FDA (*Food and Drug Administration*, órgão governamental dos Estados Unidos da América) introduziu limites de integração na expressão do CTDI em $\pm 7T$ [10].

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{NT} \int_{-T}^{T} D(z) dz$$

Onde:

D(z): perfil de dose ao longo do eixo z;

N: número de cortes adquiridos;

T: espessura de corte nominal.

O dispositivo utilizado nas medidas também foi padronizado e consiste em dois cilindros de acrílico de 14 cm de espessura. Para protocolos de cabeça, o diâmetro utilizado é 16 cm e para protocolos de abdome, o diâmetro deve ser 32 cm [10].

2.8.1.3 $CTDI_{100}$

O $CTDI_{100}$ representa a dose acumulada em múltiplos cortes no centro de uma varredura de 100 mm, e requer integração do perfil de dose de radiação de uma aquisição axial com limites específicos, que são ± 50 mm, correspondendo ao comprimento de câmaras de ionização tipo “lápiz” disponíveis comercialmente (100mm) [10].

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{50mm} D(z) dz$$

Onde:

D(z): perfil de dose ao longo do eixo z;

N: número de cortes adquiridos;

T: espessura de corte nominal.

O $CTDI_{100}$ é adquirido utilizando uma câmara de ionização tipo “lápiz”, com 100mm de comprimento e 3cc de volume ativo e dois dispositivos cilíndricos de

acrílico representando cabeça (diâmetro de 16cm) e abdome (diâmetro de 32cm) [10].

O valor medido pela câmara de ionização tipo “lápiz” de comprimento ativo L pode ser relacionado à integral do perfil de dose de uma única rotação (D(z)) da seguinte forma:

$$\text{Valor medido} = \frac{1}{f \cdot L} \int_{-L/2}^{L/2} D(z) dz$$

Onde:

D(z): perfil de dose ao longo do eixo z;

f: fator de conversão (exposição para dose);

L: comprimento ativo da câmara de ionização.

Utilizando a expressão acima e a definição do CTDI₁₀₀, pode-se concluir que:

$$\text{CTDI}_{100} = \frac{C \cdot f \cdot 100\text{mm} \cdot \text{valor medido}}{N \cdot T(\text{mm})}$$

Onde:

C: fator de calibração da câmara de ionização;

f: fator de conversão (exposição para dose);

N: número de cortes adquiridos;

T: espessura de corte nominal.

Quando a leitura for dada em Roentgen (exposição), o fator de conversão para dose (rad) deve ser:

- 0,78rad/R, se a dose for medida no acrílico;
- 0,94rad/R, se a dose for estimada nos tecidos;
- 0,87rad/R, para dose no ar.

Estes valores são utilizados para medidas utilizando tensão de 120kVp [10].

Se a leitura for dada em kerma no ar (mGy), o fator de conversão será:

- 1,06mGy/mGy para medidas de dose no tecido;

- 0,90mGy/mGy para medidas de dose em lucite;
- 1,00mGy/mGy para medidas no ar [10].

2.8.1.4 CTDI ponderado ($CTDI_w$)

Devido à variação do CTDI dentro do FOV, foi necessário um meio de calcular o CTDI médio. Para isso, considera-se que a dose decresce na direção radial, da superfície para o centro do FOV, e tem-se a expressão:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,centro} + \frac{2}{3}CTDI_{100,periferia}$$

Onde:

$CTDI_{100,centro}$: $CTDI_{100}$ medido no centro do *phantom*;

$CTDI_{100,periferia}$: média aritmética dos $CTDI_{100}$ medidos na periferia do *phantom*.

Segundo a norma IEC 60601-2-44, os valores de $CTDI_{100}$ devem ser calculados utilizando fator de conversão f para medidas no ar (0,87rad/R ou 1,00 mGy/mGy) [10].

2.8.1.5 CTDI volumétrico ($CTDI_{VOL}$)

O CTDI volumétrico representa a dose de radiação média, considerando as direções x, y e z. É similar ao MSAD, porém, é padronizado em relação a limites de integração [10].

Este valor normalmente é mostrado no monitor dos equipamentos mais modernos, para que se possa fazer uma análise a respeito de dose antes da realização dos exames, mas os fabricantes podem usar parâmetros ligeiramente diferentes para calculá-lo. De acordo com o *Report 96* da *American Association of Physicists in Medicine*, a expressão que deve ser utilizada é:

$$CTDI_{VOL} = \frac{N \cdot T}{I} \cdot CTDI_w$$

Onde:

N: número de cortes;

T: espessura de corte nominal;

I: incremento de mesa para aquisições axiais.

Utilizando a definição de *pitch*:

$$\mathbf{Pitch} = \frac{\mathbf{I}}{\mathbf{N \cdot T}}$$

o $CTDI_{VOL}$ pode ser expresso da seguinte forma:

$$\mathbf{CTDI_{VOL}} = \frac{\mathbf{CTDI_W}}{\mathbf{Pitch}}$$

2.8.1.6 Produto dose-comprimento (DLP)

O produto dose-comprimento é utilizado para descrever a quantidade de radiação absorvida para uma aquisição completa e é definido como:

$$\mathbf{DLP} = \mathbf{CTDI_{VOL}} \cdot \mathbf{comprimento\ de\ varredura}$$

A unidade utilizada é miliGray.centímetro (mGy.cm) [10].

2.8.1.7 Dose efetiva (E)

A dose efetiva é um fator de extrema importância, pois, através dela, pode-se estimar os riscos de ocorrência de efeitos biológicos para o paciente submetido a exames de tomografia computadorizada. Esses riscos são calculados levando-se em consideração não só a dose de radiação envolvida num exame, mas também qual a radiosensibilidade dos órgãos e tecidos presentes na região afetada. A unidade de dose efetiva é o Sievert (Sv), porém, em radiodiagnóstico é utilizada sua sub-unidade miliSievert (mSv). É dada pela expressão:

$$E = k \cdot DLP$$

O fator k é o coeficiente específico para cada órgão ou região, e é calculado através de modelagem matemática utilizando *phantoms* antropomórficos. A simulação mais utilizada é a Monte Carlo. Os valores sugeridos pelo *Report 96* da AAPM e pelo guia europeu de controle de qualidade são mostrados na tabela 1.

Tabela 1: Valores do fator k determinados pelo *Report 96* da AAPM para pacientes de diferentes faixas etárias. Os valores entre parênteses são aqueles recomendados pelo *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography* [10,14].

Região do Corpo	k (mSv/mGy.cm)				
	Até 1 ano	1 ano	5 anos	10 anos	Adulto
Cabeça e pescoço	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
Cabeça	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021 (0,0023)
Pescoço	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0059 (0,0054)
Tórax	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014 (0,017)
Abdome/pélvis	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015 (0,015/0,019)

Os valores de dose efetiva encontrados podem ser utilizados para comparações entre diferentes equipamentos, hospitais, cidades ou países. Os riscos estimados através da dose efetiva podem ser comparados com a radiação de fundo (aquela proveniente de fontes naturais de radiação), com os riscos de morte por outras causas (acidentes de automóvel, câncer devido ao tabagismo, etc.) e também para avaliar os riscos de indução de câncer, cujos dados mais utilizados são aqueles obtidos em vítimas das bombas atômicas [10].

2.8.2 Fatores que influenciam a dose de radiação em TC

2.8.2.1 Influência dos parâmetros operacionais

A dose de radiação em tomografia computadorizada depende fortemente do espectro de raios X e, portanto, da tensão aplicada no tubo de raios X e do filtro de

feixe. Para um dado nível de qualidade da imagem, ou seja, para um mesmo nível de ruído, a dose para o paciente é menor quando há uma maior energia efetiva, que resulta da seleção de altos valores de tensão ou de alta filtração do feixe de raios X. Porém, não há uma relação direta entre a tensão aplicada e a dose de radiação. A tensão também deve ser selecionada de acordo com a espessura do paciente [1].

A dose também pode ser alterada através de outro parâmetro: o produto corrente-tempo (mAs). A dose é diretamente proporcional ao produto corrente-tempo, o que possibilita o uso dessa relação para comparar diferentes de protocolos realizados no mesmo tomógrafo. Para equipamentos diferentes, essa comparação não pode ser realizada, devido às diferenças entre os fabricantes, como rendimento do tubo de raios X e filtração [1].

Através de aproximações, também se pode chegar a uma relação direta entre o volume de investigação e a dose: a dose integral, dada pelo DLP, é diretamente proporcional ao tamanho da região examinada. Esta relação é uma aproximação, pois não leva em consideração a diferença entre os órgãos nesta região [1].

Quando é considerada a aquisição de um único corte, a dose de radiação é diretamente proporcional à espessura de corte [1].

Em aquisições helicoidais, o pitch é um fator determinante para a dose de radiação para o paciente. Quando maior o pitch selecionado, menor será a dose. Utilizando pitch menor que 1,0, ocorre o que chamamos de “overlapping”, ou seja, a mesma área pode ser varrida mais de uma vez, o que tem como consequência o aumento da dose. Com a seleção de maiores valores de pitch, ocorrem espaços entre as rotações, diminuindo a dose total da varredura [1].

2.8.2.2 Influência das características do paciente

A distribuição da dose para o paciente depende do seu tamanho, forma, densidade dos tecidos e composição. Para um mesmo tomógrafo operando com os mesmos valores de parâmetros operacionais, a distribuição de dose na cabeça, abdome ou peito de um paciente pode ser muito diferente. Um paciente espesso ou tecidos densos resultam em maior atenuação do feixe primário. Para cada região do corpo e para cada paciente deve-se modificar os parâmetros operacionais para compensar a diferença de atenuação e reduzir a dose [13].

2.9 Controle de qualidade em equipamentos de tomografia computadorizada

O tomógrafo, assim como qualquer outro equipamento, está sujeito a alterações que prejudicam seu funcionamento, comprometendo a qualidade do diagnóstico. Por isso, há a necessidade de realizar avaliações periódicas nesse equipamento para verificar se o desempenho do sistema se mantém constante ao longo do tempo. Este procedimento garante que a imagem gerada tenha qualidade razoável e que a exposição ao paciente seja tão baixa quanto possível.

No Brasil, a Portaria 453 (01 de junho de 1998) determina a necessidade de implantação de um Programa de Garantia de Qualidade (PGQ), onde são realizados testes de controle de qualidade em todos os equipamentos envolvidos na produção da imagem.

Além da melhoria na qualidade das imagens, o PGQ possibilita uma diminuição das doses médicas e ocupacionais e uma redução nos custos do serviço.

Segundo a Portaria, um Programa de Garantia de Qualidade compreende:

- testes de constância, verificando a manutenção das características técnicas e requisitos de desempenho dos equipamentos;
- identificar falhas de equipamento e erros humanos, reduzindo exposições médicas indevidas;
- promover medidas preventivas contra falhas tecnológicas e erros humanos;
- evitar desconformidade operacional dos equipamentos;
- assegurar ações reparadoras através de um programa de manutenção corretiva e preventiva;
- estabelecer, implementar e monitorar padrões de imagem;
- determinar e avaliar a dose e a possibilidade de sua redução;
- avaliar a calibração e condições operacionais dos instrumentos;
- avaliar a eficácia do programa de treinamento.

A realização de testes de controle de qualidade nos equipamentos deve ser de acordo com os intervalos estabelecidos na Portaria 453/98 e Resolução 1016. Estes testes garantem que os equipamentos utilizados no serviço estão estáveis, reproduzindo um bom padrão de imagem.

Em tomografia computadorizada, os testes de controle de qualidade são divididos em três partes: dosimetria, inclinação do *gantry* e qualidade da imagem.

3. MATERIAIS E METODOLOGIA

3.1 Dosimetria

Materiais utilizados

- Câmara de ionização tipo lápis com 100 mm de comprimento e 3cc de volume ativo conectada a um eletrômetro;
- Dois simuladores de pacientes de diâmetros 16 cm (representando a cabeça) e 32 cm (representando o abdome).

Metodologia

- O simulador de abdome foi alinhado com o centro de rotação do *gantry* utilizando os indicadores luminosos do tomógrafo;
- Posicionou-se a câmara de ionização no orifício central do simulador;
- Foram selecionados parâmetros de exposição comumente utilizados no setor para exame de abdome. (Obs: Se o equipamento for helicoidal, deve-se selecionar primeiramente um protocolo helicoidal, anotando os parâmetros. Depois, escolher um protocolo axial e deixá-lo o mais próximo possível ao helicoidal);
- Realizou-se uma exposição com o corte passando no centro do volume sensível da câmara de ionização e anotar o valor da leitura;
- O procedimento anterior foi repetido para os orifícios localizados na periferia do simulador, nas posições de 3, 6, 9 e 12 horas;
- O mesmo procedimento foi realizado utilizando protocolos de exames de coluna lombar;
- O simulador de abdome foi retirado e, em seu lugar, foi posicionado o simulador de cabeça e o mesmo procedimento anterior foi feito, adotando protocolos típicos para exames de cabeça.

Análise dos resultados

O valor do CTDI foi encontrado através da seguinte expressão:

$$CTDI = \frac{\text{Valor medido} \cdot C \cdot f \cdot 100}{N \cdot T}$$

Onde:

C: fator de calibração da câmara de ionização;

f: fator de conversão (exposição para dose);

N: número de cortes para cada varredura;

T: espessura nominal do corte tomográfico.

Utilizando os valores encontrados no centro e na periferia (Figura 18), foi calculado o CTDI ponderado:

$$CTDI_W = \frac{2}{3} CTDI_P + \frac{1}{3} CTDI_C$$

Onde:

$CTDI_P$: média dos CTDIs encontrados na periferia;

$CTDI_C$: CTDI encontrado no centro do simulador.

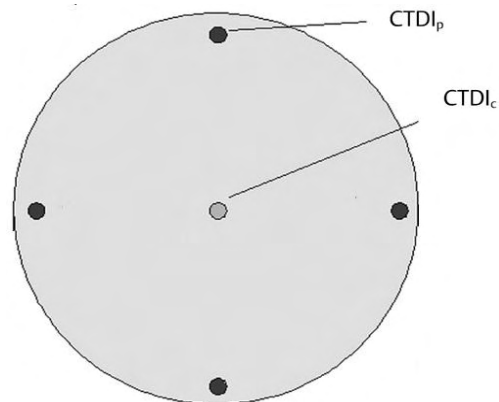


Figura 18: Representação do simulador de paciente utilizado com os orifícios onde será introduzida a câmara de ionização.

Para este teste, os valores de referência encontrados na Portaria 453/98 são:

- Abdome: 25 mGy.
- Coluna lombar: 35 mGy.
- Crânio: 50 mGy.

Os limites presentes na Portaria 453/98 para o CTDI compreendem medidas realizadas em dispositivos preenchidos com água, não podendo ser comparados

com os valores encontrados em dispositivos de acrílico, gerando a necessidade de se obter um fator de conversão acrílico/água. Utilizando o banco de dados XCOM, disponível no *site* do Laboratório de Física do *National Institute of Standards and Technology* (NIST), foram encontrados os coeficientes de atenuação dos raios X na água e no acrílico, para determinadas energias.

Os fatores de conversão foram calculados através da expressão abaixo e são apresentados na tabela 2 para algumas energias muito utilizadas em tomografia computadorizada.

$$F_c = \frac{\text{Coeficiente na água}}{\text{Coeficiente no acrílico}}$$

Tabela 2: Fatores de conversão acrílico/água.

Energia	F _c
120 keV	1,032051
135 keV	1,04
140 keV	1,033557
150 keV	1,034247

Portanto, para poder comparar os valores de CTDI encontrados com aqueles da Portaria 453/98, basta multiplicá-los pelo fator de conversão acrílico/água.

3.2 Teste de inclinação do gantry

Materiais utilizados

- Filme dentro de envelope opaco;
- Suporte para o filme;
- Transferidor ou *software* adequado para realizar as medidas.

Metodologia

- O envelope contendo o filme foi encaixado no suporte, que foi fixado à mesa;

- Esse conjunto foi alinhado ao eixo longitudinal e também com o centro do *gantry*, utilizando os indicadores luminosos;
- Verificou-se se o ângulo mostrado no indicador é zero;
- O filme foi exposto, utilizando pequena espessura de corte e técnica adequada para o filme;
- O *gantry* foi inclinado a 15° no sentido negativo e novamente o filme foi exposto;
- O *gantry* foi novamente inclinado a 15° , agora no sentido positivo, e realizou-se nova exposição.
- O filme foi revelado para análise posterior.

Análise da imagem

Após a revelação do filme, a imagem que foi obtida é similar à da figura 19. O ângulo foi medido no filme, após este ter sido digitalizado e analisado em *software* adequado. Outra forma de medir é através do uso de transferidor.

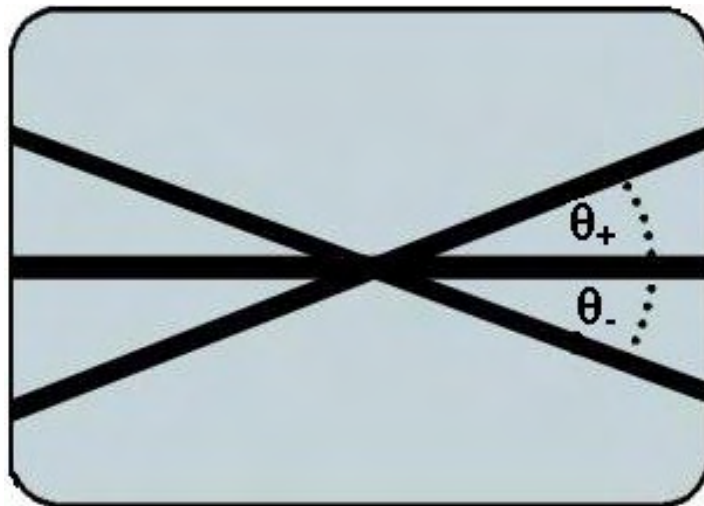


Figura 19: Imagem obtida no teste de inclinação do *gantry* [15].

De acordo com a Resolução 1016 diferença entre o ângulo nominal e o ângulo medido não deve ultrapassar 3° .

3.3 Ensaios de qualidade da imagem

Materiais utilizados

- Dispositivo *CATPHAN-500 PhantomLab*: o dispositivo *CATPHAN-500* possui várias seções, como mostrado na figura 20. Em cada uma das seções é possível realizar uma série de testes;
- *Software* para visualizar as imagens.

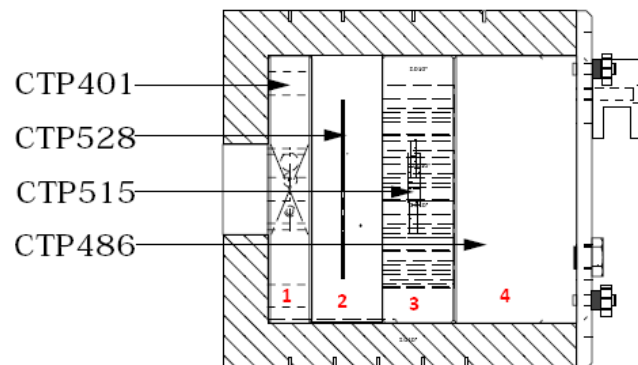


Figura 20: Representação do dispositivo de teste [16].

Metodologia

- O dispositivo de teste foi posicionado sobre o suporte adequado;
- Alinhou-se o *CATPHAN* com os indicadores luminosos sobre a primeira seção (CTP401), um protocolo utilizado freqüentemente na rotina do setor foi selecionado, com espessura de corte intermediária (sugestão: entre 3 e 6 mm) e foi realizada a aquisição das imagens;
- O dispositivo foi alinhado para obter imagens da segunda seção (CTP528) e foi realizada aquisição das imagens;
- Alinhou-se o dispositivo de teste com o laser sobre a terceira seção (CTP515) e foi realizada a varredura sobre ela;
- A quarta e última seção do *CATPHAN* (CTP486) foi varrida. Este item foi repetido 10 vezes.
- Uma aquisição foi realizada com o dispositivo fora do *gantry* (no ar) e uma da primeira seção (CTP 401) utilizando a mesma técnica empregada anteriormente na primeira seção.
- As imagens adquiridas foram armazenadas no sistema ou em CD para análise posterior.

Obs: este procedimento pode ser repetido variando-se a espessura de corte, o produto corrente-tempo (mAs) ou outros parâmetros para verificar o comportamento do equipamento.

Outra forma de realizar este procedimento em equipamentos helicoidais é realizar varredura de todo o dispositivo de uma única vez, utilizando protocolo helicoidal.

Análise das imagens

Todas as imagens obtidas foram analisadas seguindo instruções do Manual do dispositivo *CATPHAN*.

3.3.1 Verificação da posição do objeto de teste e alinhamento (CTP401)

Para analisar a imagem, foram selecionados valores de janela e nível adequados para a visualização das estruturas presentes nesta seção.

Havendo simetria entre as imagens das rampas, há um bom alinhamento do objeto. Se houver deslocamento homogêneo entre as rampas, significa que o alinhamento entre o objeto e o isocentro do gantry não foi alcançado. O deslocamento assimétrico das imagens das rampas indica desalinhamento entre o eixo de rotação e o objeto. Essas três situações são mostradas na figura 21.

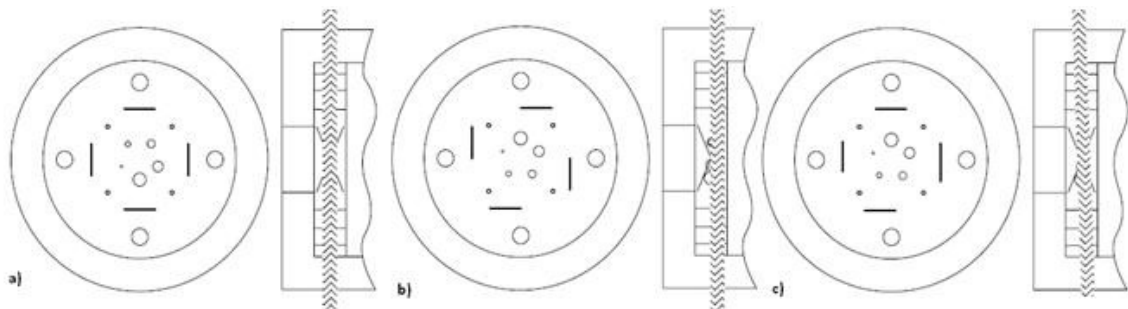


Figura 21: Representação das três situações possíveis na verificação da posição do objeto de teste e alinhamento. a) Simetria das imagens das rampas. b) Deslocamento homogêneo entre as rampas. c) Deslocamento assimétrico das imagens das rampas [16].

3.3.2 Precisão do sistema de alinhamento luminoso (CTP401)

Para medir a precisão do sistema de alinhamento luminoso, foram traçadas retas dividindo a imagem ao meio na horizontal e na vertical e realizada a medida da

distância entre o centro das rampas e as linhas (Figura 22). O valor encontrado foi multiplicado por 0,42.

O valor resultante, que indica o desalinhamento do sistema, não deve ultrapassar 2,0 mm, de acordo com a resolução RE nº 1016.

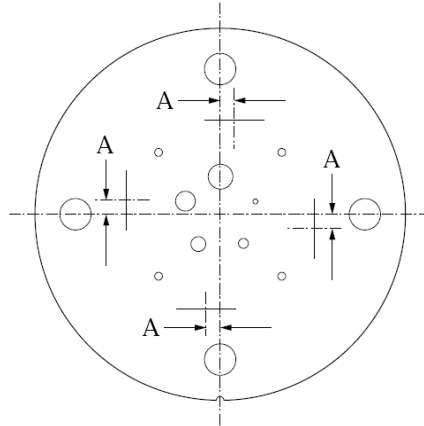


Figura 22: Representação da obtenção das medidas no teste de precisão do sistema de alinhamento luminoso [16].

3.3.3 Espessura de corte (CTP401)

Para medir a espessura de corte, o seguinte procedimento foi adotado:

- Para encontrar o valor máximo de número de CT das rampas, foi selecionado valor de janela igual a 1 e o nível da janela foi aumentado gradativamente até que as imagens das rampas desapareceram. O valor de nível imediatamente inferior a este ponto foi chamado de $N_{m\acute{a}x}$.

- Foi encontrado o valor de *background* (BG), que é o valor médio de número de CT dentro de um ROI próximo à imagem da rampa.

- Foi encontrado o valor de $N_{1/2}$, através da expressão:

$$N_{1/2} = \frac{N_{m\acute{a}x} + BG}{2}$$

- O valor de nível foi modificado para $N_{1/2}$ e foi medido o tamanho da imagem da rampa, encontrando-se o *FWHM*.

- O *FWHM* foi multiplicado por 0,42.

Este último valor é a espessura de corte medida.

De acordo com a Resolução NE nº 1016, a diferença entre a espessura de corte nominal e a medida não deve ultrapassar 1,0 mm quando a espessura for maior que 2,0 mm. Para espessuras menores que 2,0 mm, essa diferença não deve ultrapassar 50% do valor nominal.

3.3.4 Incremento entre cortes (CTP401)

Para esta análise, foram utilizadas imagens de dois cortes adjacentes. O incremento entre estes cortes foi encontrado medindo-se a distância entre o centro da imagem da rampa e as linhas que dividem a imagem ao meio nos eixos x e y nas duas imagens; essas distâncias foram, então, somadas e a soma multiplicada por 0,42.

O valor encontrado foi comparado com o valor nominal de incremento entre cortes mostrado no equipamento.

3.3.5 Exatidão no posicionamento da mesa (CTP401)

Para verificar se o deslocamento da mesa mostrado no equipamento estava correto, foi realizada uma imagem na seção 401 do *CATPHAN* numa determinada posição, a mesa foi deslocada com um peso em cima e nova aquisição foi realizada, retornando em seguida à mesma posição da primeira imagem, realizando nova exposição.

A primeira e a terceira imagens foram analisadas através da medida entre o centro da imagem da rampa e o eixo de coordenadas x-y nas duas imagens. A diferença entre as distâncias medidas foi multiplicada por 0,42.

Segundo a Resolução RE nº 1016, este valor calculado não deve ultrapassar 2,0 mm.

3.3.6 Linearidade espacial (CTP401)

As distâncias X e Y foram medidas, como mostrado na figura 23.

Foram comparadas as distâncias com o valor nominal (50 mm) e também verificada a razão entre elas.

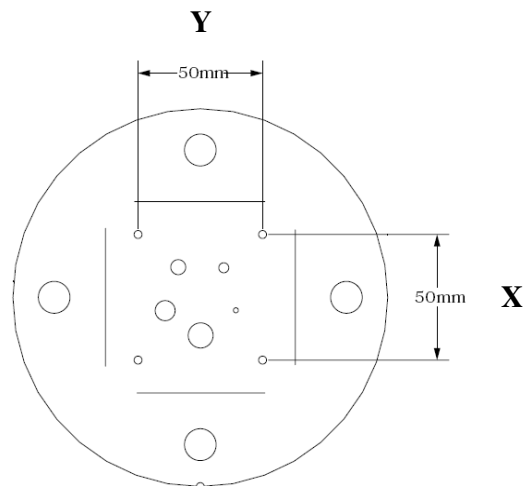


Figura 23: Teste de linearidade espacial [16].

3.3.7 Contraste de alvos esféricos de acrílico (CTP401)

Este teste verifica a habilidade do equipamento em produzir imagens de alvos volumétricos de vários diâmetros diferentes (2, 4, 6, 8 e 10 mm) presentes na região central da primeira seção do *phantom*. Para isso, foi identificado qual o menor alvo discernível.

3.3.8 Linearidade do número CT (CTP401)

Próximos à borda desta seção do *phantom*, encontram-se 4 alvos constituídos de diferentes materiais: ar, polietileno de baixa densidade (LDPE), acrílico e teflon. Para verificar a linearidade do número CT, foi medido o número CT médio através da seleção de um ROI dentro destes alvos e feito um gráfico com os valores medidos. O coeficiente linear deve ser calculado e comparado com os resultados anteriores.

3.3.9 Resolução espacial de alto contraste (CTP528)

Nesta segunda seção do dispositivo (Figura 24) foi possível medir a resolução espacial de alto contraste. Para isso, o primeiro passo foi selecionar valor de janela e de nível adequados para a visualização da imagem (Valores sugeridos: $W = 1100$ e $L = 100$).

Dos 21 grupos de linha, foi identificado o menor grupo resolvido.

A resolução foi dada de acordo com a tabela 3.

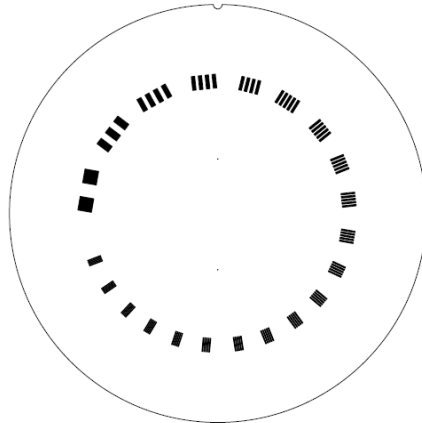


Figura 24: Representação da segunda seção do dispositivo de testes [16].

Tabela 3: Relação entre o menor grupo resolvido e a resolução espacial [16].

Menor grupo resolvido	Intervalo entre as linhas (mm)	Resolução espacial (pares de linha por mm)
1	5,00	0,1
2	2,50	0,2
3	1,67	0,3
4	1,25	0,4
5	1,00	0,5
6	0,83	0,6
7	0,71	0,7
8	0,63	0,8
9	0,56	0,9
10	0,50	1,0
11	0,45	1,1
12	0,42	1,2
13	0,38	1,3
14	0,36	1,4
15	0,33	1,5
16	0,31	1,6
17	0,29	1,7
18	0,28	1,8
19	0,26	1,9
20	0,25	2,0
21	0,24	2,1

3.3.10 Resolução de baixo contraste - *Supra-slice* (CTP515)

Para realizar o teste de resolução de baixo contraste *supra-slice* foram analisados os círculos presentes na parte externa da terceira seção do *Catphan* (Figura 25). Foram selecionados valores adequados de janela e de nível para a análise das imagens (Sugestão: W = 100 e L = 80).

Cada grupo de círculos possui uma porcentagem de contraste diferente (1,0, 0,5 e 0,3 %) e num mesmo grupo os círculos possuem diâmetros diferentes (2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 e 15 mm).

A resolução de baixo contraste foi encontrada identificando-se a imagem do menor círculo resolvido em cada grupo.

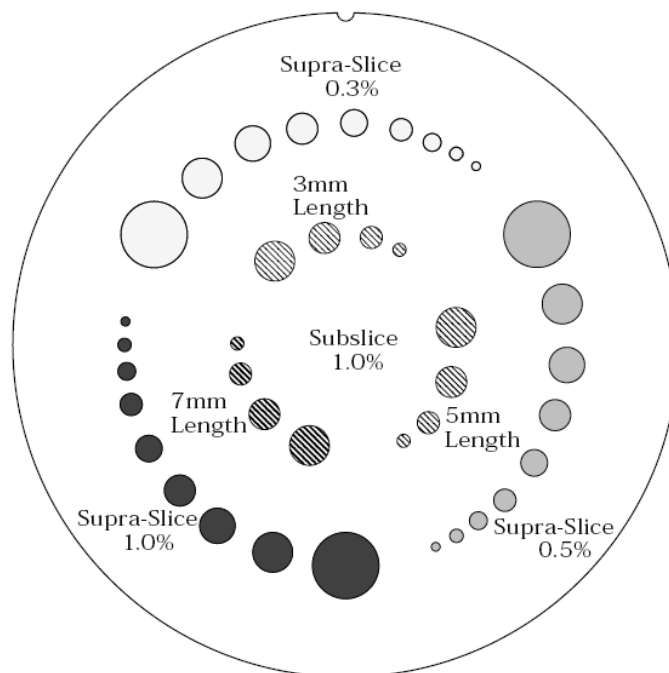


Figura 25: Terceira seção do dispositivo de testes [16].

3.3.11 Resolução de baixo contraste - *Sub-slice* (CTP515)

Neste teste foram analisados os grupos de círculos presentes na parte interna da terceira seção do *phantom*.

Cada grupo possui 4 círculos de diâmetros diferentes (3, 5, 7 e 9 mm) e representam a imagem de cilindros presentes no *phantom*. Em cada grupo os cilindros possuem um comprimento diferente (3, 5 e 7 mm).

A resolução de baixo contraste foi encontrada através da identificação do menor círculo resolvido em cada grupo.

3.3.12 Ruído da imagem (CTP486)

Para este teste, foram realizadas 10 repetições para que seja feita uma média. Em cada imagem dos cortes foi selecionado um ROI na região central da imagem para encontrar o desvio padrão dos números de CT presentes no ROI. O próximo passo foi encontrar a média desses desvios entre todas as 10 repetições para depois fazer a comparação entre *slices* adjacentes.

3.3.13 Uniformidade do número CT (CTP486)

Nas imagens obtidas no *phantom* e no ar foram selecionados 5 ROIs, como mostrado na figura 26. Em cada ROI, o valor médio do número de CT e o desvio padrão foram encontrados.

A análise da uniformidade se deu comparando os valores encontrados na periferia com o valor do ROI central. De acordo com a Resolução RE nº 1016, a diferença entre a periferia e o centro não deve ultrapassar 5 HU.

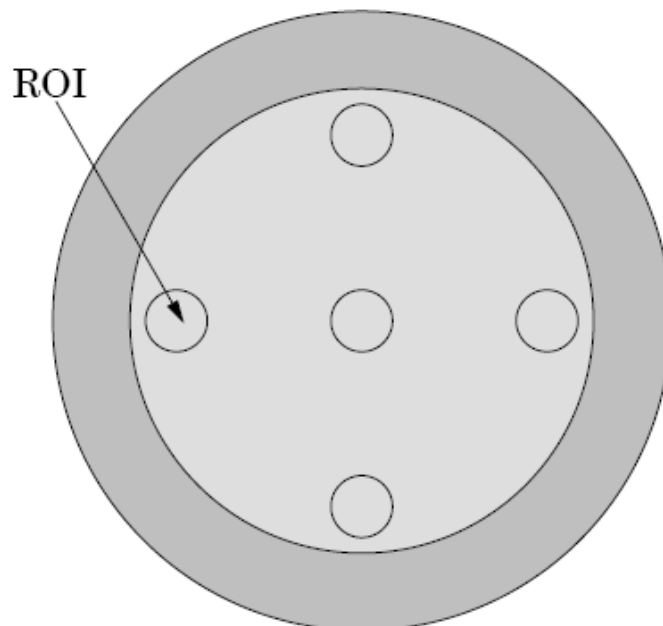


Figura 26: Teste de uniformidade do número CT [16].

3.3.14 Exatidão do número CT no ar (CTP486)

Neste teste foram selecionados 5 ROIs na imagem adquirida com o *phantom* fora do eixo de rotação (no ar), como no teste anterior. Foram encontrados a média e o desvio padrão entre os ROIs. Os valores encontrados devem ser de -1000 ± 5 HU, de acordo com o nível de referência da Portaria 453/98 da Secretaria de Vigilância Sanitária.

3.3.15 Não uniformidade integral (CTP486)

Neste teste, foi selecionado um ROI retangular de 1 pixel de altura e anotado seus valores de número de CT máximo e mínimo. O mesmo foi feito selecionando-se um ROI retangular de 1 pixel de largura.

Utilizar a seguinte expressão para encontrar a dimensão da não uniformidade integral:

$$\text{Não uniformidade integral} = \frac{n^{\circ} CT_{\text{máx}} - n^{\circ} CT_{\text{mín}}}{n^{\circ} CT_{\text{máx}} + n^{\circ} CT_{\text{mín}}}$$

4. RESULTADOS

A seguir serão apresentados os resultados obtidos em cada um dos testes realizados em um equipamento Philips Mx8000 - IDT10.

4.1 Dosimetria

As tabelas 4 e 5 apresentam os parâmetros utilizados e os resultados obtidos na medida do CTDI, bem como a tolerância estabelecida na Portaria 453/98.

Os cálculos foram realizados considerando-se o fator de calibração (C) igual a 1,0 e o fator de conversão (f) igual a 1,0 mGy/mGy.

Tabela 4: Parâmetros utilizados na realização da medida do valor de CTDI.

Parâmetros	Abdome		Coluna Lombar		Crânio	
	helicoidal	axial	Helicoidal	axial	fossa posterior	supra tentorial
kVp	120	120	140	140	120	120
mAs	180	180	250	250	300	200
Tempo (s)	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75
Pitch	0,9	-	0,9	-	-	-
Espessura de corte (mm)	3,0	3,0	1,5	1,5	3,0	6,0
Incremento (mm)	1,5	0	1,0	0	0	0
FOV (mm)	450	450	250	250	250	250
Comprimento de varredura (mm)	450	450	201	150	24	24
Número de cortes por exposição	5	5	10	10	8	4

Os protocolos helicoidais não são utilizados diretamente nos testes, tendo como finalidade orientar para que o teste realizado no modo axial possua parâmetros parecidos com protocolos helicoidais normalmente utilizados no serviço.

Tabela 5: Leituras de dose obtidas e valores calculados de CTDI comparados àqueles mostrados no equipamento e aos estabelecidos pela Portaria 453/98.

Protocolo	Valores medidos	CTDI calculado	CTDI _w calculado	CTDI mostrado no equipamento	Valores da Portaria 453/98	Situação
Abdome	Centro: 1,176	8,09				
	Periferia: 2,038	14,03				
	1,991	13,69	12,33	25,7	25	Conforme
	1,931	13,28				
	2,437	16,77				
Coluna lombar	Centro: 2,521	17,37				
	Periferia: 4,776	32,91				
	4,796	33,04	27,39	27,5	35	Conforme
	4,459	30,73				
	4,778	32,92				
Crânio fossa posterior	Centro: 8,994	38,68				
	Periferia: 10,12	43,52				
	8,895	38,25	41,13	38,9	50	Conforme
	10,92	46,96				
	10,32	44,38				
Crânio supra tentorial	Centro: 5,936	25,52				
	Periferia: 7,534	32,40				
	6,916	29,74	28,29	25,8	50	Conforme
	6,648	28,59				
	6,511	27,99				

4.2 Teste de inclinação do gantry

A imagem obtida neste teste foi digitalizada e analisada através do *software* Corel Draw, como mostrado na figura 27.

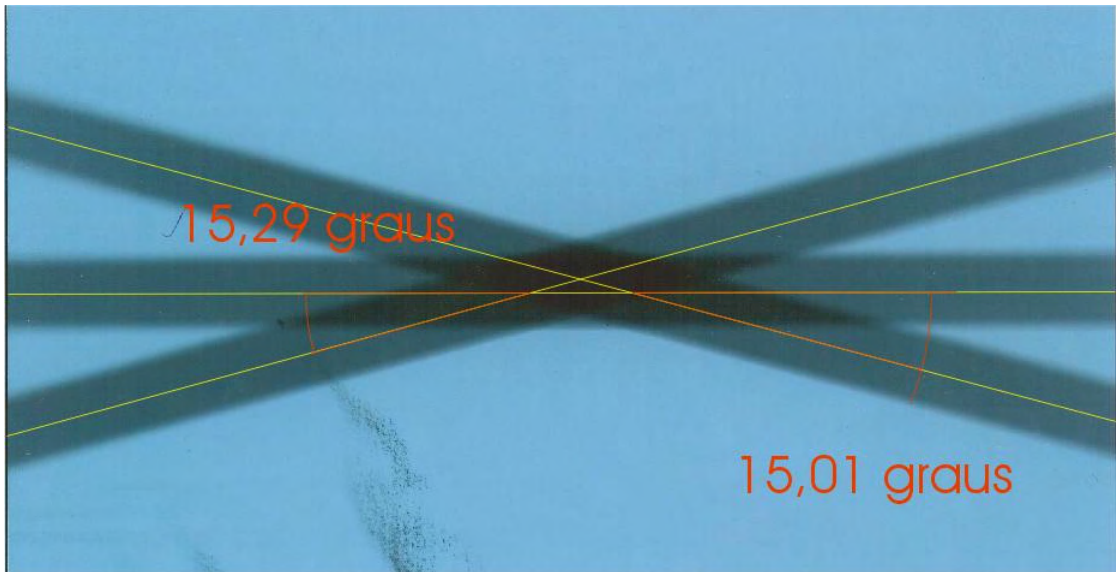


Figura 27: Imagem obtida no teste de inclinação do gantry.

De acordo com a análise da imagem, foi possível concluir que os valores encontrados estão de acordo com a Portaria 453/98, que estabelece que a diferença entre o valor medido e o nominal não ultrapasse 3°.

4.3 Ensaios de qualidade da imagem

Na tabela 6 encontram-se os parâmetros utilizados na aquisição das imagens para cada seção do CATPHAN.

Tabela 6: Parâmetros utilizados nos ensaios de qualidade da imagem para cada seção do dispositivo CATPHAN.

Parâmetros	CTP401	CTP528	CTP515	CTP486
kVp	120	120	120	120
mAs	300	300	300	300
Tempo (s)	1,0	1,0	1,0	1,0
Espessura de corte (mm)	6,0	6,0	6,0	6,0
Comprimento de varredura (mm)	24	24	24	24

4.3.1 Precisão do sistema de alinhamento luminoso (CTP401)

A análise foi realizada como mostrado na figura 28, através da medida do desvio entre o centro das rampas e o centro da imagem.

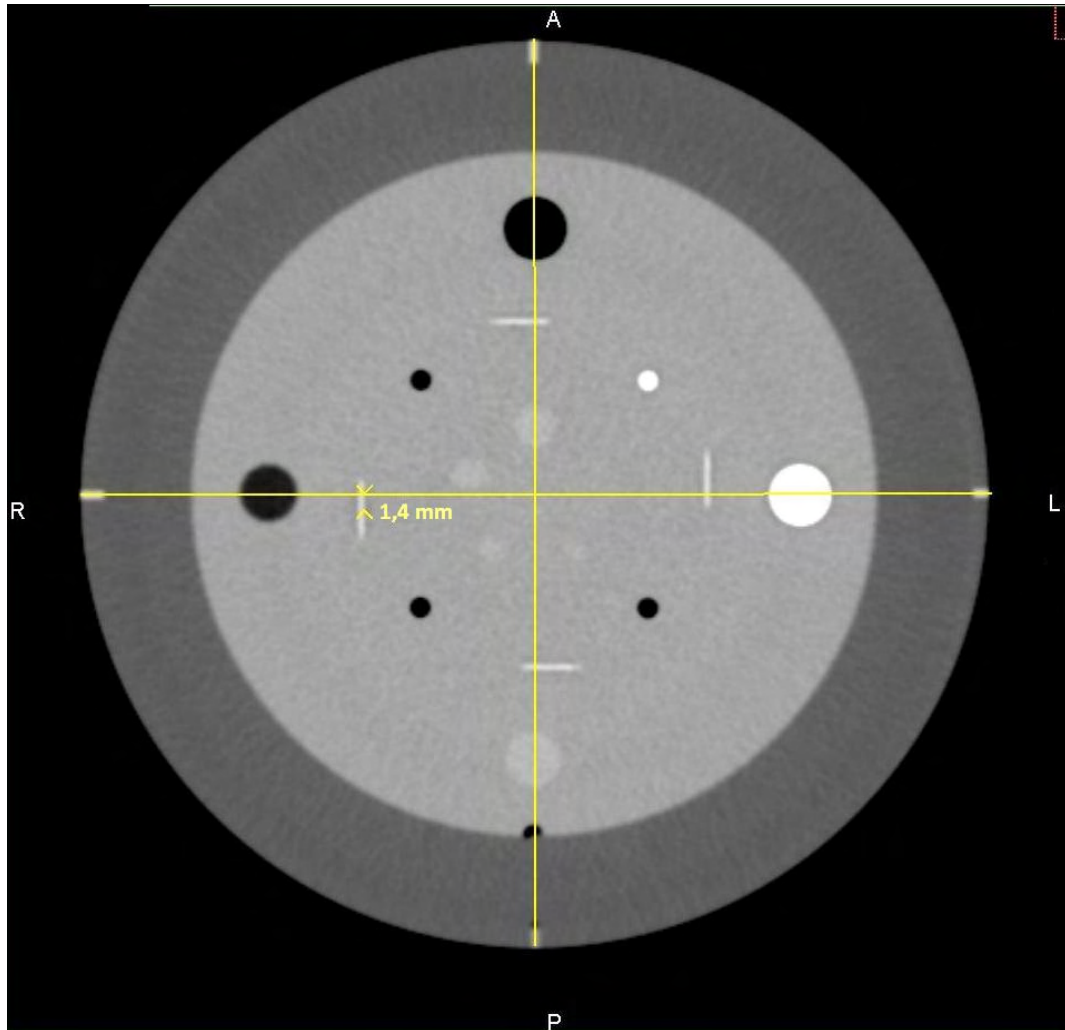


Figura 28: Análise da precisão do alinhamento luminoso.

Multiplicando o valor encontrado (1,4 mm) por 0,42, o resultado é um desalinhamento de 0,588 mm, que está dentro do limite estabelecido pela Resolução 1016, que é de 2,0 mm.

4.3.2 Espessura de corte (CTP401)

Considerando a imagem da rampa do lado direito, os valores obtidos de $N_{\text{máx}}$ e BG foram, respectivamente, 157 e 100,56. Com esses valores foi possível calcular

o valor de $N_{1/2}$, que é igual a 128,78. Ao selecionar o nível de janela igual a $N_{1/2}$, foi possível medir a FWHM, como mostrado na figura 29.

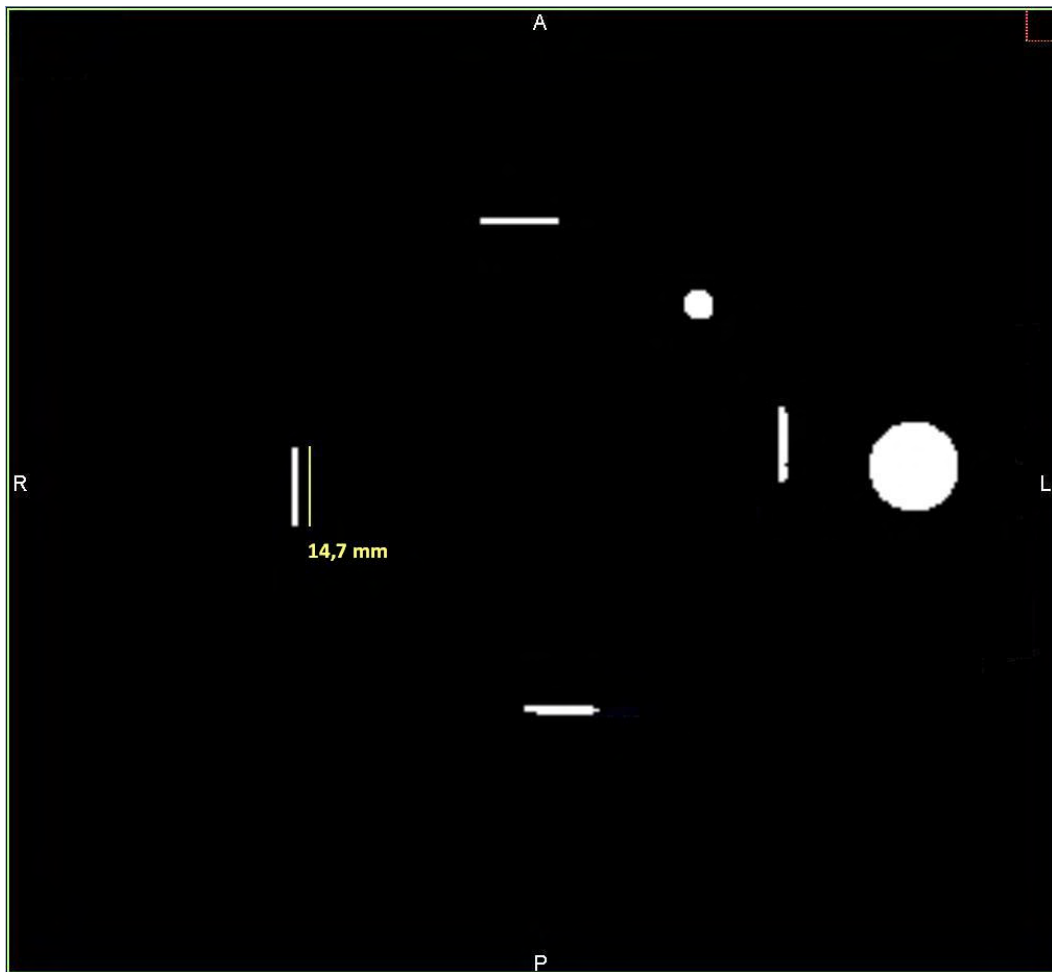


Figura 29: Medida da FWHM para teste de exatidão da espessura de corte.

Ao se multiplicar o valor de FWHM por 0,42, o resultado obtido para a espessura de corte foi 6,174 mm. Este valor está em conformidade com o limite estabelecido pela Resolução 1016, que determina que a diferença entre a espessura de corte nominal e a medida não deve ultrapassar 1,0 mm.

4.3.3 Incremento entre cortes (CTP401)

Utilizando o desvio medido no teste de precisão do alinhamento luminoso e o desvio medido na imagem do corte adjacente, foi possível verificar a exatidão do incremento entre cortes nominal, que era de 5 mm.

Os desvios encontrados foram de 1,4 mm e 15,1 mm, resultando em um incremento entre cortes de 7,056 mm.

4.3.4 Exatidão no posicionamento da mesa (CTP401)

Para este teste, foi utilizado o desvio medido no teste de precisão do alinhamento luminoso e o desvio medido em outra imagem da mesma seção, adquirida com os mesmos parâmetros operacionais. Os desvios medidos na imagem foram de 1,4 mm e 1,0 mm, resultando em uma diferença de 0,168 mm, já considerando o fator do dispositivo (0,42). O valor encontrado está dentro do nível de referência estabelecido na Resolução 1016, que determina que a diferença entre as duas medidas não deve ultrapassar 2,0 mm.

4.3.5 Linearidade espacial (CTP401)

Foram medidas as distâncias entre os buracos localizados nesta seção do dispositivo nas direções X e Y, como mostrado na figura 30.

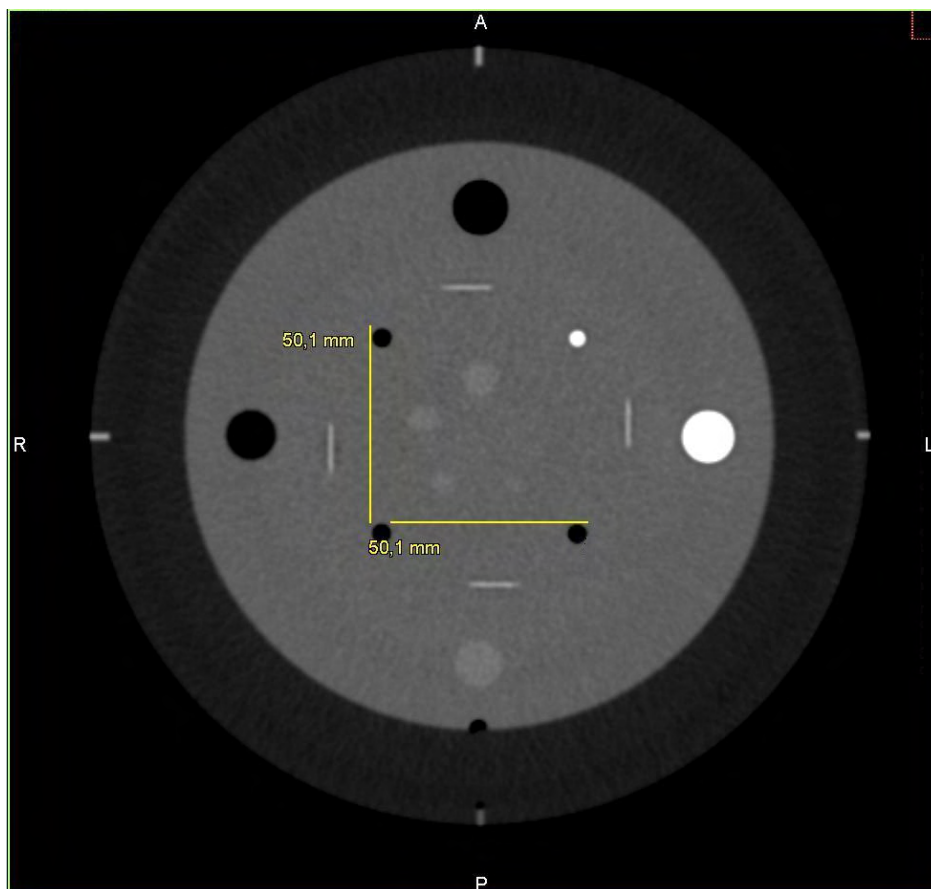


Figura 30: Medidas realizadas para o teste de linearidade espacial.

A razão entre as medidas é igual a 1,0, demonstrando que a simetria circular foi mantida.

4.3.6 Contraste de alvos esféricos de acrílico (CTP401)

Analisando a imagem obtida (figura 31), foi possível determinar que o equipamento é capaz de produzir imagens de esferas com diâmetros maiores ou iguais a 4 mm, pois foram visualizados 4 alvos esféricos.

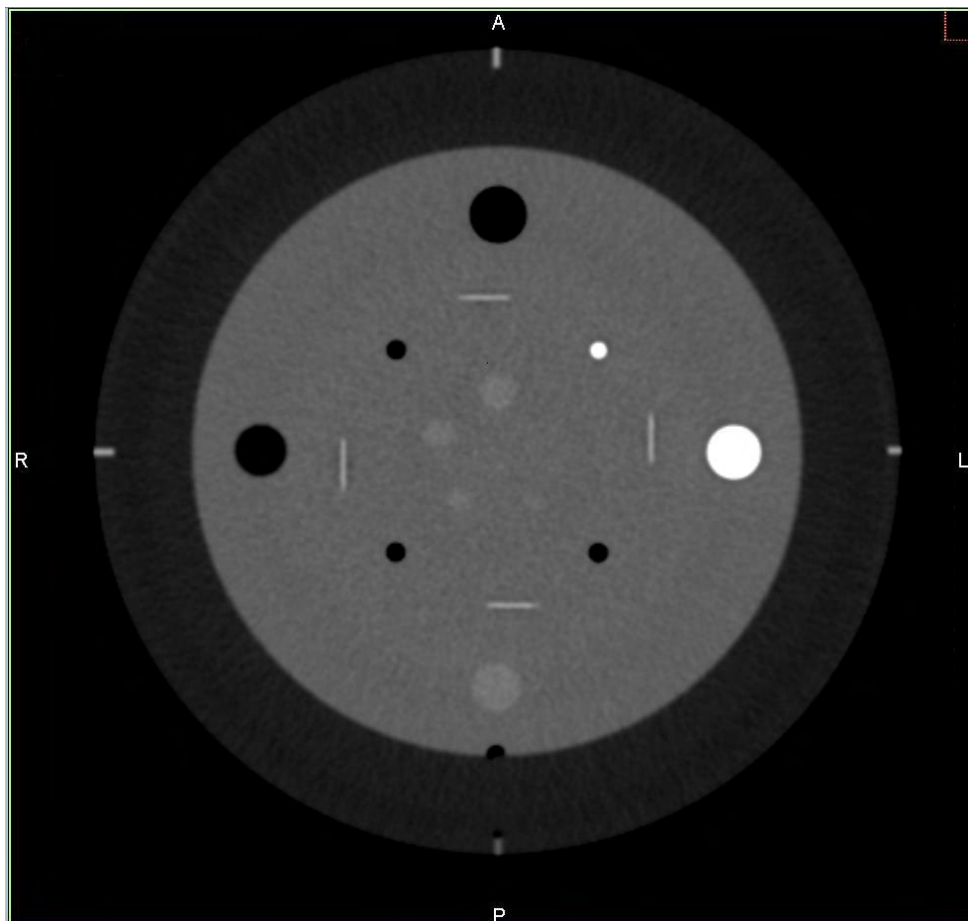


Figura 31: Visualização dos alvos esféricos presentes na seção 401 do CATPHAN.

4.3.7 Linearidade do número CT (CTP401)

Foram medidos os números médios de CT dos quatro alvos presentes, como mostrado na figura 32.

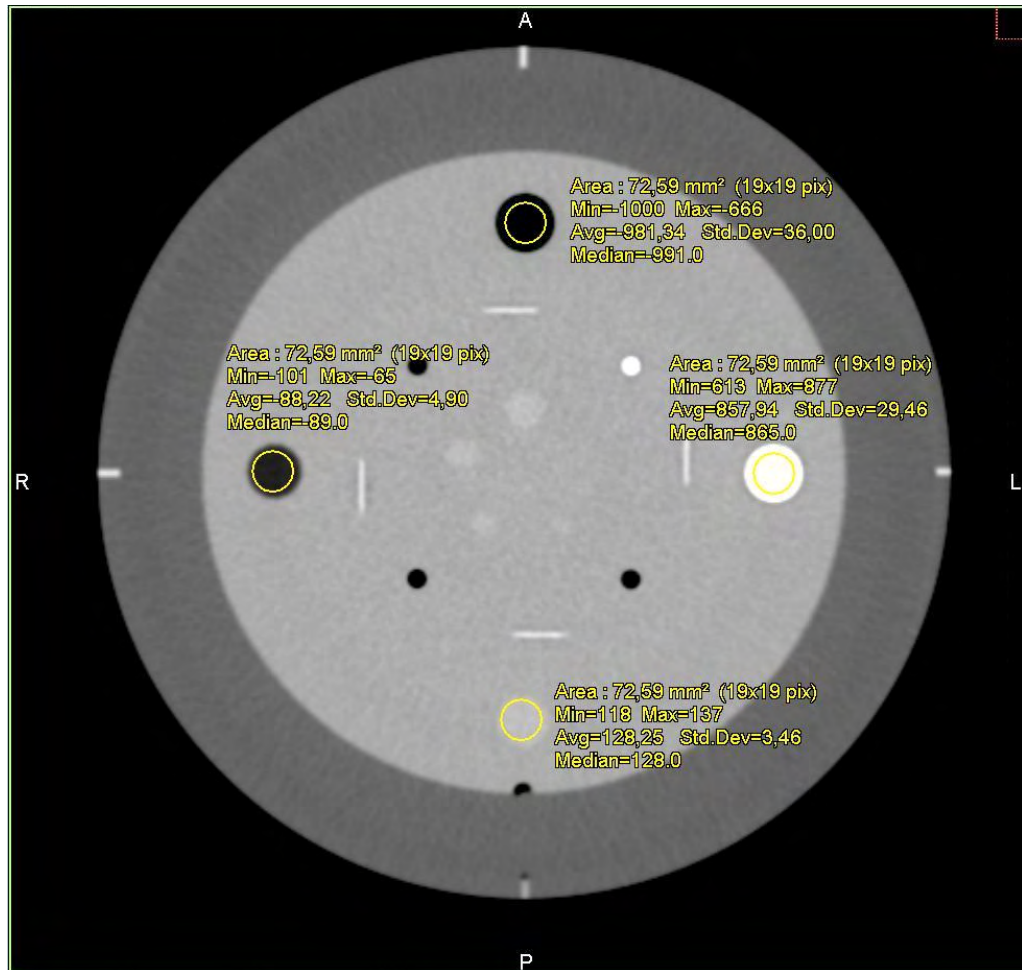


Figura 32: Medida dos números de CT dos alvos sensitométricos.

Os resultados obtidos são apresentados na tabela 7.

Tabela 7: Valores de números de CT medidos e valores esperados de número de CT dos alvos sensitométricos.

Material	Número CT medido	Número CT esperado
Ar	-981,34	-1000
LDPE	-88,22	-100
Acrílico	128,25	120
Teflon	857,94	990

Utilizando estes valores, foi plotado um gráfico (Figura 33) para verificar a linearidade desses valores e foi verificada a inclinação da reta.

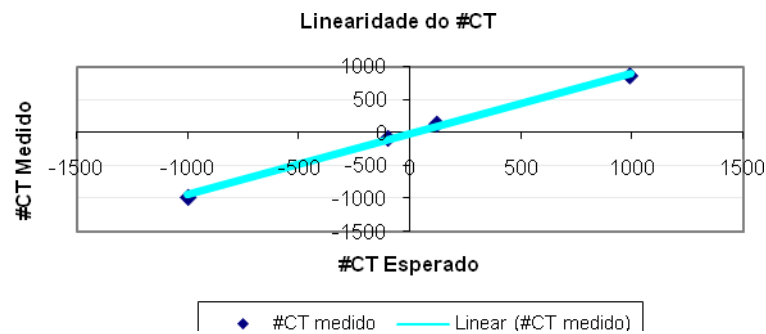


Figura 33: Gráfico resultante do teste de linearidade de números CT.

O coeficiente linear encontrado foi de 0,9255 e deverá ser comparado com resultados de testes anteriores.

4.3.8 Resolução espacial de alto contraste (CTP528)

A resolução espacial foi determinada através da visualização do menor grupo de linhas resolvido na imagem (Figura 34).

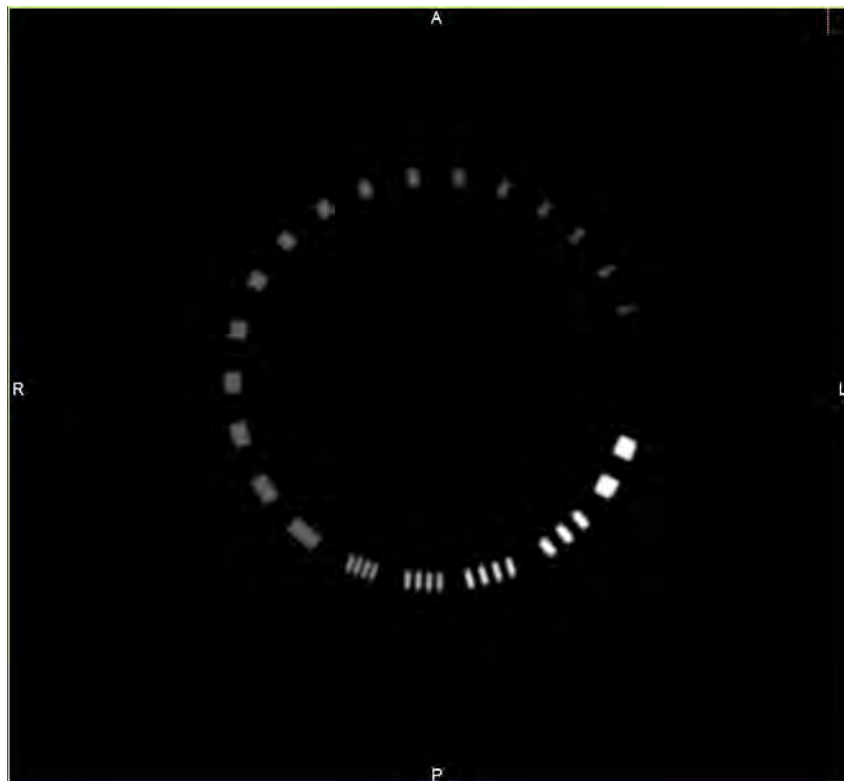


Figura 34: Imagem obtida para o teste de resolução de alto contraste.

Analisando a figura e utilizando a tabela 3, concluiu-se que a resolução de alto contraste é de 0,6 pl/mm, com espaço entre as linhas de 0,83 mm.

4.3.9 Resolução de baixo contraste (CTP515)

Para realizar esta análise, bastou analisar qual o menor alvo discernível na imagem para cada grupo.

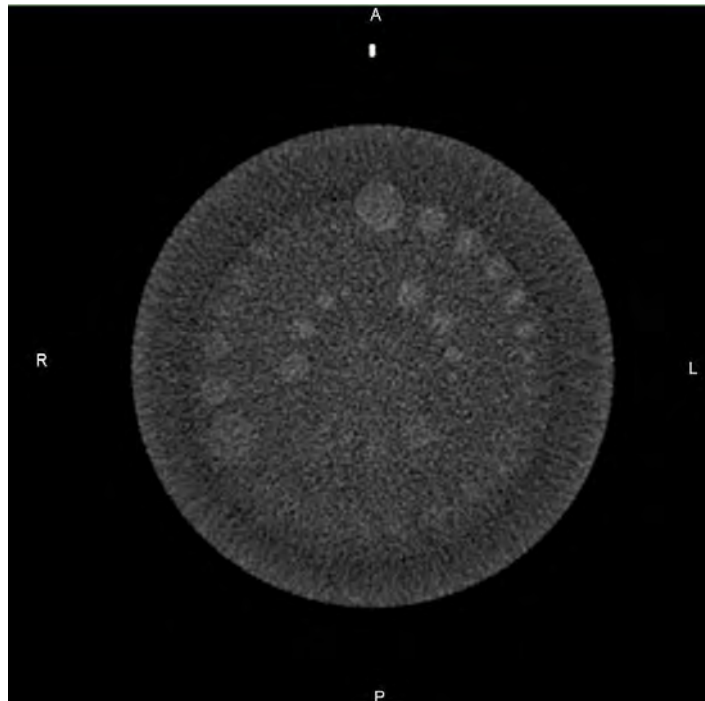


Figura 35: Imagem obtida da seção 515 do dispositivo para teste de resolução de baixo contraste.

De acordo com a imagem da figura 35, pôde-se concluir que o equipamento é capaz de produzir imagens nas condições da tabela 8.

Tabela 8: Resultados do teste de resolução de baixo contraste supra-slice e sub-slice.

Contraste	Supra-slice		Sub-slice		
	Menor alvo discernível	Diâmetro do círculo (mm)	Comprimento do cilindro (mm)	Menor alvo discernível	Diâmetro (mm)
1,0%	7	4	7	4	3
0,5%	4	7	5	3	5
0,3%	2	9	3	2	7

4.3.10 Ruído da imagem (CTP486)

O ruído foi analisado nas 10 repetições realizadas, como mostrado na figura 36.

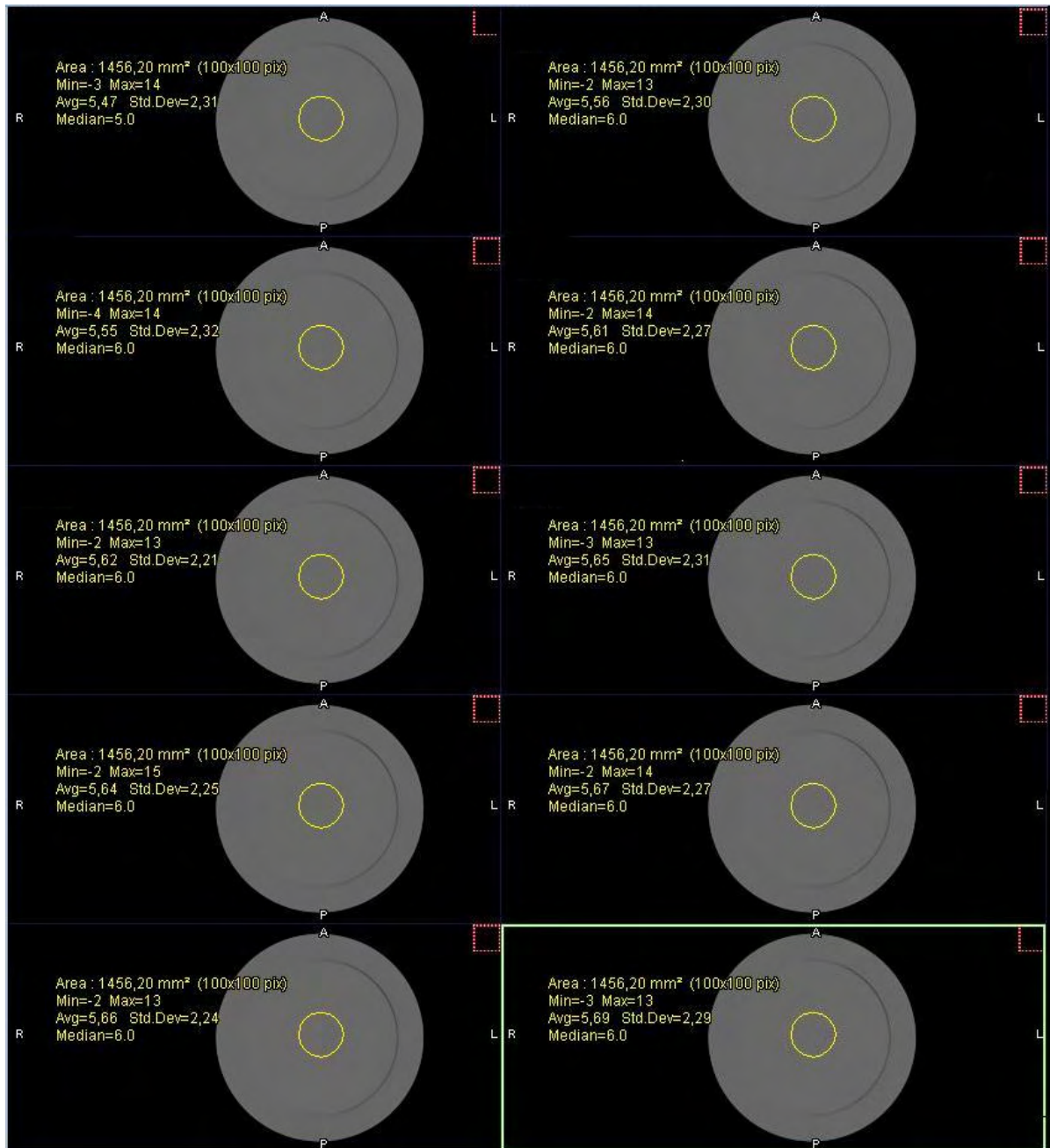


Figura 36: Imagens adquiridas para o teste de ruído na imagem.

Utilizando os valores de ruído de cada imagem, pôde-se calcular o ruído médio entre as repetições, cujo valor é 2,277. De acordo com o guia da Resolução 1016, a variação entre os testes de constância deve estar dentro de $\pm 10\%$ ou 2HU (o que for maior) em relação à linha de base.

4.3.11 Uniformidade do número CT (CTP486)

A análise deste teste foi realizada através da imagem do dispositivo e uma imagem do ar (Figuras 37 e 38).

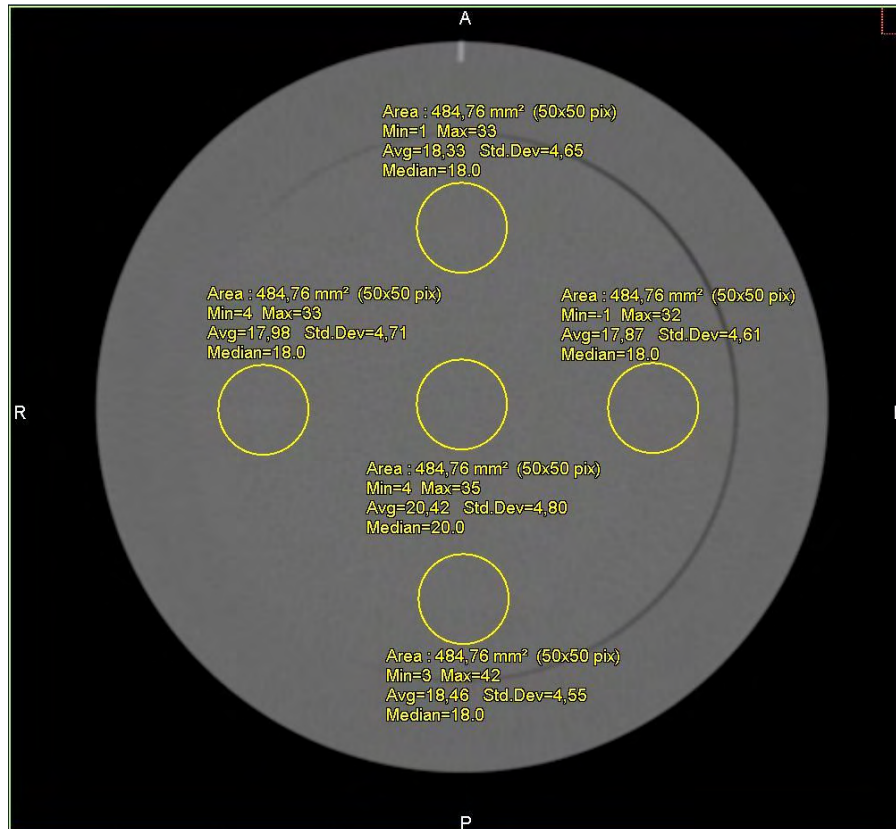


Figura 37: Teste de uniformidade de número CT realizado no dispositivo de teste.

Os resultados desse teste encontram-se na tabela 9. De acordo com a Portaria 453/98 e a Resolução 1016, a diferença entre as medidas de número CT realizadas no centro e na periferia da imagem não deve ultrapassar 5HU.

Tabela 9: Resultados do teste de uniformidade de número CT no dispositivo CATPHAN.

Posição	Número de CT médio	Diferença entre a região e o centro	Situação
Centro	20,42	-	
Periferia 1	18,46	1,96	Conforme
Periferia 2	17,87	2,55	Conforme
Periferia 3	18,33	2,09	Conforme
Periferia 4	17,98	2,44	Conforme

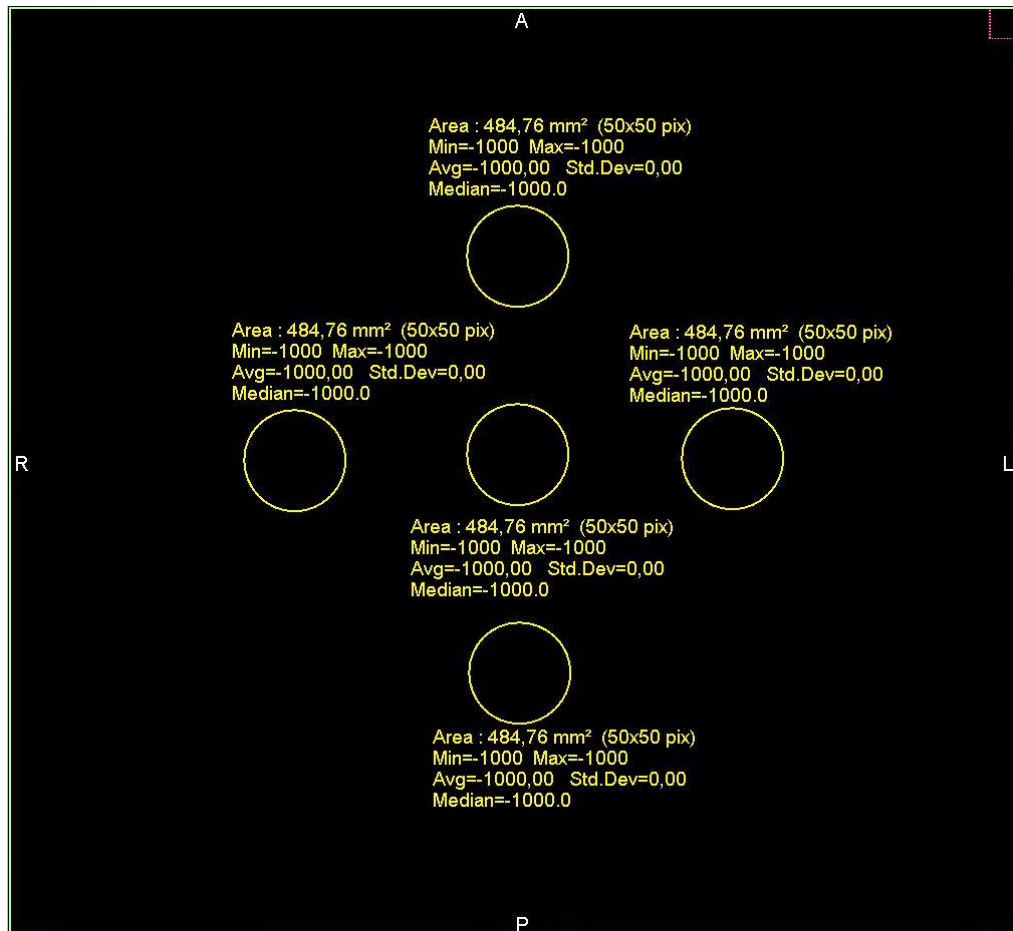


Figura 38: Teste de uniformidade de número CT realizado no ar.

As medidas no ar de todos os ROIs foram iguais a -1000HU, estando dentro do limite estabelecido pela Portaria 453/98.

4.3.12 Exatidão do número CT no ar (CTP486)

Para este teste foi utilizada a imagem da figura 38. A medida de número de CT médio de todos os ROIs foi -1000HU, estando dentro do limite estabelecido pela Portaria 453/98, que é de -1000 ± 5 .

4.3.13 Não uniformidade integral (CTP486)

A análise deste teste é mostrada na imagem da figura 39.

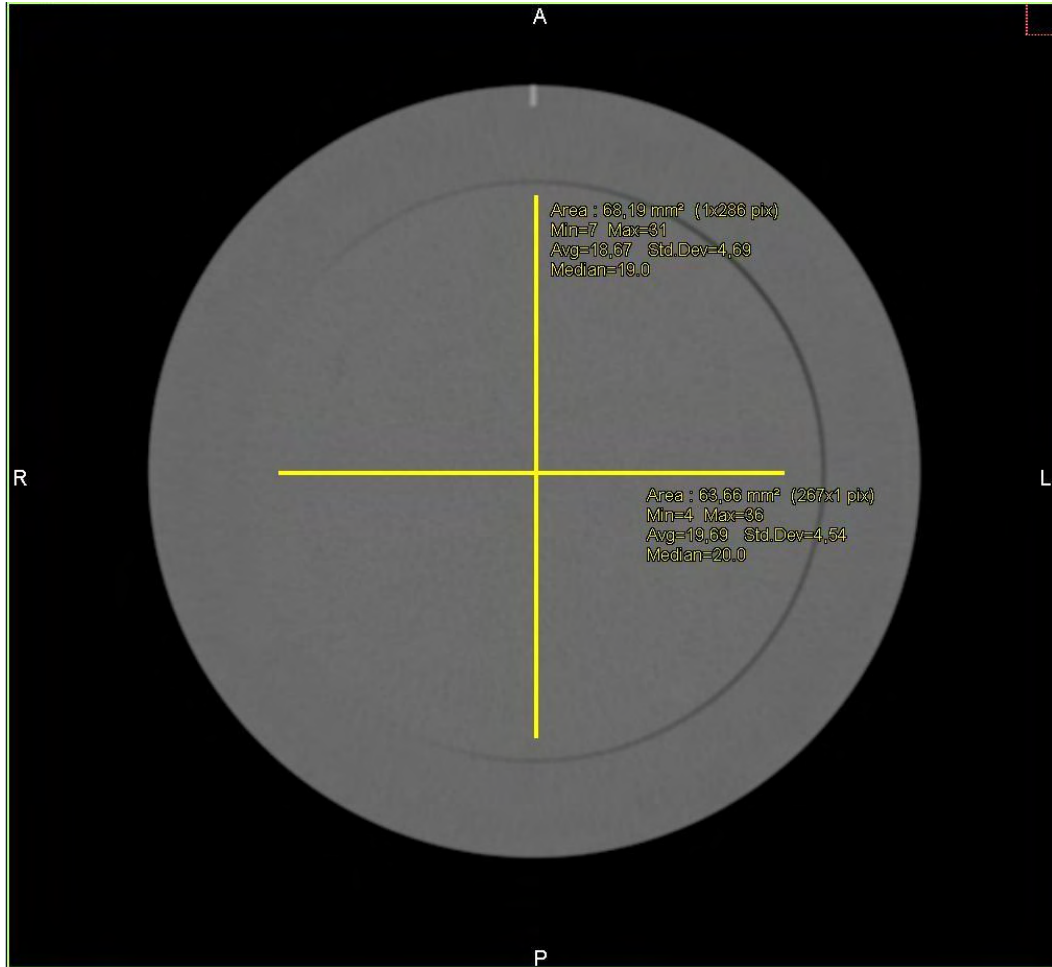


Figura 39: Teste de não uniformidade integral.

Os resultados são apresentados na tabela 10. Este teste não é exigido pela Portaria 453/98, devendo os resultados serem comparados com testes anteriores.

Tabela 10: Resultados do teste de não uniformidade integral.

	Número de CT máximo	Número de CT mínimo	Não uniformidade integral
Horizontal	36	4	0,80
Vertical	31	7	0,63

5. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Os testes de controle de qualidade realizados em tomografia computadorizada são todos baseados na Portaria 453 da Secretaria de Vigilância Sanitária e na Resolução RE n° 1016. Estes testes são divididos em três partes: dosimetria, inclinação do *gantry* e ensaios de qualidade da imagem.

Na dosimetria, o objetivo é estabelecer a dose que os pacientes do setor estão recebendo durante a realização dos exames através de medidas realizadas no *phantom*. Para isso, foram selecionados os protocolos mais utilizados para abdome, crânio e coluna lombar. A determinação dessas doses é de extrema importância, pois as doses recebidas durante o exame na tomografia computadorizada são muito maiores que na radiologia convencional, gerando a necessidade de um maior entendimento dos parâmetros envolvidos e dos métodos para que sejam realizadas as medidas de dose. Muitos estudos são realizados para que haja redução dessas doses tanto quanto possível, sem comprometer a qualidade do diagnóstico.

Dentro da dosimetria, temos a medida do Índice de Dose em Tomografia Computadorizada (CTDI), que é um dos parâmetros para se determinar a dose de radiação recebida pelo paciente durante o procedimento, utilizando alguns protocolos que são mais comuns na rotina do serviço. Um dos problemas para a realização dessas medidas é que os limites estabelecidos pela Portaria 453/98 são determinados através de medidas em dispositivos preenchidos por água, enquanto que a maioria dos serviços utiliza dispositivos de acrílico, representando cabeça e abdome. Isso torna necessário o cálculo de um fator de conversão acrílico/água, para que os resultados encontrados possam ser comparados com os determinados pela legislação. O procedimento descrito anteriormente para este cálculo é correto, porém, admite algumas simplificações, utilizando os valores teóricos dos coeficientes de atenuação dos raios X na água e no acrílico e considerando o feixe monoenergético, o que não corresponde à realidade.

Portanto, novos estudos ainda podem ser realizados, para que o valor do fator de conversão seja o mais próximo possível do valor real. Para isso, deve-se considerar todo o espectro, para as tensões mais utilizadas nos procedimentos.

O teste de inclinação do *gantry* é importante para que se possa verificar se a indicação dessa angulação mostrada no equipamento realmente está correta, evitando distorções e perda de informações nos exames realizados.

Os ensaios de qualidade da imagem podem determinar uma série de parâmetros, sempre visando estabelecer se o equipamento realmente está fornecendo uma imagem adequada. Alguns parâmetros não são estabelecidos nem pela Portaria 453, nem pela Resolução 1016 e devem ser comparados com ensaios anteriores para verificar se os resultados se mantêm constantes com o tempo, gerando uma linha de base.

Os resultados apresentados mostram que o equipamento analisado está em conformidade com os valores estabelecidos pela legislação, porém, é possível observar em algumas imagens a presença de artefato em forma de anel devido à descalibração de detectores (figura 35), o que pode ser prejudicial ao diagnóstico. Portanto, a instituição deve realizar a manutenção dos detectores e providenciar que novos testes sejam realizados, para assegurar que as condições do equipamento são as melhores possíveis.

6. REFERÊNCIAS

- [1] KALENDER, W.A. **Computed tomography** 2.ed. Erlangen: Publicis Corporate Publishing, 2005. p.36-193.
- [2] JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R. **The physics of radiology** 3.ed. Springfield: Charles C Thomas, 1974. p.22-57.
- [3] SPRAWLS, P. **Physical principles of medical imaging**. Gaithersburg: Aspen Publishers, 1987. p.97-110, 327-354.
- [4] SOARES, F.A.P.; LOPES, H.B.M. **Radiodiagnóstico: fundamentos físicos**. Florianópolis: Insular, 2003. p.33-35.
- [5] BUSHBERG, J.T. et al. **The essential physics of medical imaging**. 2.ed. Filadélfia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. p.327-372.
- [6] FOSBINDER, R.A.; KELSEY, C.A. **Essentials of radiologic science**. New York: McGraw-Hill, 2002. p.283-314.
- [7] MARCONATO, J.A. **Redução de dose de radiação e aumento na vida útil do tubo de raios X em um equipamento de tomografia computadorizada**. 2005. 101f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro. Disponível em: <<http://www.medicina.ufrj.br/download/teses/Pos-radiologia/TESEJOSEAMARCONATO.pdf>> Acesso em: 11 fev. 2008.
- [8] ELBERN, A. **Tomografia computadorizada: princípios básicos**. Disponível em: <<http://www.prorad.com.br/pro/Tomo.pdf>> Acesso em: 20 jun. 2008.
- [9] MORIN, R.L.; GERBER, T.C.; McCOLLOUGH, C.H. Radiation dose in computed tomography of the heart. **Circulation**, Dallas, n.107, p.917-922, fev. 2003.

- [10] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. **Report n.96.** The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT. AAPM, 2008.
- [11] McCOLLOUGH, C.H.; ZINK, F.E. Performance of a multi-slice CT system. **Med. Phys.**, v.26, n.11, p.2223-2230, Nov. 1999.
- [12] VERDUN, F.R. et al. CT dose optimization when changing to CT multi-detector row technology. **Curr. Probl. Diagn. Radiol.**, n.36, p.176-184, ago. 2007.
- [13] ROTHENBERG, L.N.; PENTLOW, K.S. AAPM Tutorial: radiation dose in CT. **Radiographics.**, vol.12, n.6, p.1225-1243, 1992.
- [14] EUROPEAN COMMISSION. European guidelines on quality criteria for computed tomography. **Report EUR 16262 EN.** Bruxelas, 1999.
- [15] ImPACT Information Leaflet 1: CT scanner acceptance testing. Londres, 2001. Disponível em: <<http://www.impactscan.org>>. Acesso em: 15 mai. 2008.
- [16] THE PHANTOM LABORATORY. Catphan 500 and 600 manual. 2006.
- [17] MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Portaria SVS MS 453: Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico do Ministério da Saúde.** Diário Oficial da União. Brasília, 02 de junho de 1998.
- [18] AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **Resolução RE n.1016 aprova o guia “Radiodiagnóstico médico – segurança e desempenho de equipamentos.”** Diário Oficial da União. Brasília, 03 de abril de 2006.