



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

Allan Felipe Fattori Alves

**Avaliação das condições de uso de um equipamento de tomografia
computadorizada e otimização de protocolos de crânio empregados na
rotina do HCFMB-UNESP**

Orientadora: Prof^ª. Dr^ª. Diana Rodrigues de Pina

Botucatu

2009

ALLAN FELIPE FATTORI ALVES

**Avaliação das condições de uso de um equipamento de tomografia
computadorizada e otimização de protocolos de crânio empregados na
rotina do HCFMB-UNESP**

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.

Orientadora: Prof^ª. Dr^ª. Diana Rodrigues de Pina

Botucatu

2009

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

Alves, Allan Felipe Fattori.

Avaliação das condições de uso de um equipamento de tomografia computadorizada e otimização de protocolos de crânio empregados na rotina do HCFMB-UNESP / Allan Felipe Fattori Alves. - Botucatu [s.n], 2009.

Trabalho de conclusão (bacharelado – Física médica) – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 2009

Orientadora: Diana Rodrigues de Pina

1. Diagnóstico por imagem 2. Tomografia computadorizada

Palavras-chave: Controle de qualidade, Otimização de dose;
Tomografia Computadorizada

Agradecimentos:

A Deus, criador de todas as coisas.

Aos meus pais, Olavo e Nádia, por todo o amor e por sempre acreditarem na minha capacidade. Vocês são minha inspiração.

À minha irmã, Allana, por ser uma pessoa tão maravilhosa e tão necessária em tudo o que eu faço.

Aos meus avós, João, Cecília e Ida, pelo carinho, atenção, por toda a comida gostosa, e por sempre rezarem para o bem de nossa família.

Aos amigos, Igor, Fábio, Carlos, Ivan e Rafael que desde o colégio, são minha segunda família.

A todos os amigos da faculdade, em especial, Marcos, Nilo, Caio, Paulo, Maurício, Alexandre, Nicholas, Fábio, Eduardo, Káthia, Milena e Camila. Vocês fizeram desses quatro anos os melhores da minha vida.

À Prof.^a Diana, pela oportunidade de realização e pela orientação neste trabalho.

Ao amigo Eros, pela essencial ajuda na execução deste trabalho.

Aos professores do curso de Física Médica que tanto contribuíram para minha formação.

À equipe do Instituto de Eletrotécnica e Energia da USP, pela receptividade, por todo o conhecimento proporcionado, e pela amizade.

Esta pesquisa foi desenvolvida no Setor de Diagnóstico por Imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB), e no Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção da Universidade de São Paulo de Ribeirão Preto (CIDRA-USP), sob supervisão da Prof^a. Dr^a. Diana Rodrigues de Pina.

Sumário

Resumo	9
Abstract	10
1 - Introdução	11
1.2 - Objetivos	13
2 - Fundamentos Teóricos	14
2.1 - Evolução dos equipamentos de TC	14
2.2 - Produção de raios X	17
2.3 - Características do equipamento de TC	19
2.4 - Princípios da formação da imagem em TC	20
2.5 - Qualidade da imagem em TC	24
2.6 - Dosimetria	27
2.7 - Importância da otimização em exames de TC	31
3 - Materiais e Métodos	32
3.1 - Materiais	32
3.2 - Métodos	32
3.2.1 - Testes de Controle de Qualidade	32
3.2.2 - Nível de ruído e dose para exames de TC	36
3.2.3 – Avaliação de dose para protocolos adultos e pediátricos	38
4 - Resultados	39
4.1 - Testes de CQ	39
4.2 – Otimização de ruído e dose	41
4.3 – Avaliações de dose	42
5 – Discussão e Conclusão	44
Referências Bibliográficas	47

Lista de Figuras

Figura 1 – Esquema ilustrativo de tomógrafo de primeira geração ³ .	14
Figura 2 – Esquema ilustrativo de tomógrafo de segunda geração ³ .	15
Figura 3 – Esquema ilustrativo de tomógrafo de terceira geração ³ .	15
Figura 4 – Esquema ilustrativo de tomógrafo de quarta geração ³ .	16
Figura 5 – Esquema ilustrativo de tomógrafo helicoidal ³ .	17
Figura 6 – Esquema ilustrativo de um tubo de raios X típico	18
Figura 7- Espectro de raios X operando a 100 kVp e com anodo de tungstênio.	19
Figura 8 – Esquema ilustrativo de um detector de radiação de gás xenônio ¹ .	20
Figura 9 – Esquema ilustrativo da formação de imagens em um sistema tomográfico ² .	21
Figura 10 – Bloco de tecido dividido em pequenas regiões, onde cada uma é representada por um coeficiente de atenuação linear próprio.	22
Figura 11 – Esquema ilustrativo de uma fatia axial de um corpo em TC. A imagem mostra a matriz de pixels correspondentes ao conjunto de voxels do tecido em estudo.	23
Figura 12 – Escala Hounsfield para os principais tecidos humanos ² .	24
Figura 13 – Esquema ilustrativo representado os padrões de barra de um objeto simulador. Para cada frequência espacial dos padrões de barra são produzidos sinais diferentes na imagem de TC. O cálculo da MTF representa a fidelidade da imagem, variando de 0 a 1.	26
Figura 14 – Esquema ilustrativo de uma radiografia de tórax em a ; e um exame de TC de tórax em b ^{1,3} .	27
Figura 15 – Esquema ilustrativo de cortes tomográficos na região do crânio ¹ .	28
Figura 16 – Representação gráfica do CTDI mostrando as áreas sob as curvas de distribuição de dose envolvidas na sua definição ¹⁸ .	29
Figura 17 - Ilustração gráfica da MSAD mostrando as áreas sob as curvas de distribuição de dose envolvidas na sua definição ¹⁸ .	29
Figura 18 – Imagem de avaliação de ruído em um simulador preenchido com água em um equipamento de TC ¹⁹ .	37
Figura 19 – Esquema ilustrativo de uma câmara de ionização exposta por um corte tomográfico no interior de um dispositivo simulador de crânio ¹⁹ .	37
Figura 20 – Variação do nível de ruído e da dose relativos, em função do mAs, em cortes tomográficos de 2 mm.	41
Figura 21 - Variação do nível de ruído e da dose relativos, em função do mAs, em cortes tomográficos de 10 mm.	41

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Testes de controle de qualidade em equipamento de tomografia computadorizada definidos pela Portaria 453/98 e pela RE 1016/05.	33
Tabela 2– Protocolos de exames de crânio de adultos do Setor de Tomografia HC-BTU.	36
Tabela 3 – Resultado dos testes mecânicos (sistema de colimação, alinhamento da mesa em relação ao gantry, deslocamento longitudinal da mesa e inclinação do gantry).	39
Tabela 4 – Resultado dos testes de qualidade de imagem (ruído, exatidão, uniformidade, espessura de corte e resolução espacial de alto contraste (através do MTF)).	39
Tabela 5 – Resultado dos testes de dose para regiões de cabeça, coluna lombar e abdômen.	40
Tabela 6 – Protocolos de exames adultos do Setor de Tomografia HC-BTU.	40
Tabela 7 – Relação de otimização entre ruído e dose	42
Tabela 8 – Resultado das DA e DSE medidas no simulador antropomórfico RANDO <i>Alderson</i> com dosímetros TLD-LiF realizadas no equipamento de TC <i>Sytec-3000i</i> da <i>General Electric</i> (GE).	42
Tabela 9 - Protocolos de exames adultos e pediátricos para crânio no equipamento <i>GE Sytec 3000i</i> do Setor de Tomografia HC-BTU.	43

Lista de Equações

(Equação 1)	21
(Equação 2)	21
(Equação 3)	22
(Equação 4)	23
(Equação 5)	24
(Equação 6)	26
(Equação 7)	26
(Equação 8)	26
(Equação 9)	27
(Equação 10)	28
(Equação 11)	29
(Equação 12)	30
(Equação 13)	30
(Equação 14)	35

Resumo

Há quase quarenta anos a tomografia computadorizada (TC) vem sendo uma das mais poderosas ferramentas do diagnóstico por imagens. No entanto, esta modalidade acarreta doses relativamente altas a seus pacientes. Sabe-se que o uso inadequado e desnecessário de radiação pode estar associado a um risco significativo de ocorrência de câncer, principalmente em pacientes pediátricos. Além disso, a garantia da qualidade em TC, prevista e exigida pela Portaria 453/98 e pelo Guia da Resolução (RE) 1016/05, assegura que as imagens geradas pelo tomógrafo forneçam informações diagnósticas confiáveis com doses tão baixa quanto razoavelmente exequíveis. Esta pesquisa teve como objetivo realizar o controle de qualidade (CQ) em equipamento de TC; estabelecer a melhor relação entre ruído e dose na imagem para protocolos de crânio em TC segundo o estudo de otimização proposto por Daros em 2005 ¹⁹; e ainda avaliar a distribuição de dose em distintos órgãos cranianos para protocolos adultos e pediátricos utilizados na rotina do Setor de Diagnóstico por Imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB-UNESP) em simulador antropomórfico. O equipamento utilizado para os testes de CQ e para os ensaios de otimização e dosimetria foi um tomógrafo de terceira geração *General Electric (GE) Sytec 3000i*.

Palavras chave: Controle de qualidade – Otimização de dose – Tomografia Computadorizada

Abstract

Almost forty years computed tomography (CT) has been one of the most powerful tools in diagnostic imaging. However, this modality delivers relatively high doses to their patients. It is known that the inappropriate use and unnecessary radiation may be associated with a significant risk of cancer, especially in pediatric patients. Moreover, the quality assurance in CT, provided and required by *Portaria 453/98* and the guide of the *RE 1016/05*, ensures that the images generated by computer tomography provide reliable diagnostic information with doses as low as reasonably achievable. This research aimed to make the quality control (QC) of CT equipment; establish a better relationship between dose and noise on the image to protocols of skull CT according to the study of optimization proposed in 2005 by Daros; and assess the dose distribution in different cranial organs for protocols of adult and pediatric use in the routine of the Department of Diagnostic Imaging of HCFMB-UNESP. The equipment used for testing QC, optimization and dosimetry was a third generation tomograph GE Sytec 3000i.

Keywords: Quality Control – Dose Optimization - Computed Tomography

1 - Introdução

A tomografia computadorizada (TC) foi a primeira modalidade diagnóstica que permitiu a visualização da anatomia interna humana com alta qualidade. A TC associa a informática a princípios de produção de imagem por raios X, gerando imagens digitais de secções transversais do corpo humano. Em relação à radiografia convencional, as doses envolvidas em exames de TC são muito superiores e, por isso, a preocupação com a proteção radiológica também é maior ¹.

A TC tornou-se viável com o desenvolvimento da informática na década de 1960, mas algumas das idéias em que se baseia datam da primeira metade do século XX ². Os fundamentos matemáticos de reconstrução de imagens tomográficas foram demonstrados pelo austríaco Johan H. Radon, em 1917. Através de uma formulação matemática, Radon mostrou que um objeto pode ser reproduzido a partir de um conjunto infinito de suas projeções. Em 1961, William Oldendorf construiu o primeiro protótipo de tomógrafo com uma fonte radioativa de iodo e um detector de cintilação e cuja reconstrução da imagem era realizada através do método da retroprojeção ³.

Os primeiros experimentos em reconstrução tomográfica com aplicações médicas foram conduzidos entre 1957 e 1963 pelo físico Allan M. Cormack no Hospital *Groote Schuur* em *Cape Town*, África do Sul ². Cormack desenvolveu um método para calcular a distribuição da absorção da radiação no corpo humano baseado em medidas de transmissão cujos resultados permitiriam distinguir até as menores diferenças entre tecidos com densidades semelhantes. Cormack realizou uma série de estudos teóricos e experimentais, publicados em artigos entre 1963 e 1964 ^{3,4}.

O sucesso na implementação da teoria da reconstrução tomográfica aconteceu somente em 1972, pelas mãos do engenheiro Godfrey N. Hounsfield. Na fábrica de equipamentos eletrônicos EMI (*Electrical and Musical Industries*) em Londres, Hounsfield desenvolveu uma técnica denominada “Tomografia axial transversal computadorizada” (em inglês, *Computerized Transverse Axial Tomography*) ⁵. O conceito básico desta técnica era: uma pequena secção transversal do crânio era varrida por múltiplos ângulos de um feixe de raios X bem colimado. A radiação transmitida era medida por um detector de cintilação e os dados eram analisados por um algoritmo matemático e reconstruídos em uma imagem tomográfica ^{2,3,5}.

Nascia assim a tomografia computadorizada e uma nova era de diagnóstico na Medicina. Hounsfield é reconhecido como o inventor da tomografia computadorizada e em 1979, recebeu junto com Cormack o Prêmio Nobel de Fisiologia e Medicina pelo pioneirismo nessa área. As primeiras imagens clínicas foram obtidas no mesmo ano de 1972, no Hospital *Atkinson Morley* em Londres. Logo no primeiro exame em um paciente com um cisto no cérebro descobriu-se a presença de um tumor no seu lobo frontal, confirmando assim a eficiência do método. A tomografia computadorizada foi imediatamente aceita pela comunidade médica e passou a ser referida como a mais importante invenção do radiodiagnóstico desde a descoberta dos raios X ^{2,3}.

O rápido desenvolvimento tecnológico de computadores e algoritmos de reconstrução da imagem resultou em uma expansão contínua da prática de TC ao longo dos últimos 35 anos. Em 2004, eram mais de 40,000 equipamentos em operação. O número de exames também tem aumentado constantemente o que representa uma importante fonte de exposição da população à radiação ². Nos Estados Unidos, atualmente, a tomografia computadorizada representa apenas 13% de todos os procedimentos em radiodiagnóstico, mas estima-se que seja responsável por mais de 70% da dose coletiva entregue aos pacientes ⁶. Algumas pesquisas recentes indicam que a dose de radiação gerada em exames de TC pode induzir riscos significantes, especialmente em pacientes pediátricos ¹⁷.

Existe uma variedade de estratégias para limitar a dose de radiação em TC, incluindo a redução do número de exames por pacientes e o ajuste adequado da técnica para cada tipo de paciente. Este trabalho busca a otimização de dose em protocolos utilizados na rotina clínica do setor de Diagnóstico por Imagem do HCFMB-UNESP, para exames de crânio de pacientes adultos e estimativa de dose em pacientes pediátricos. Para isso, foi proposto um estudo de otimização relacionando níveis ótimos de ruído e dose em dispositivos e simuladores de teste, e também uma avaliação de dose em órgãos cranianos para os protocolos atualmente utilizados no serviço ⁷.

Neste estudo foram realizados testes de controle de qualidade (CQ) no equipamento no qual foram realizados os estudos de otimização. Os testes de CQ são obrigatórios e regulamentados pelo Ministério da Saúde. Em sua Portaria Federal 453/98 estabeleceu-se as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico em todo território nacional, incluindo os testes de CQ em equipamentos de tomografia computadorizada ⁸. A resolução RE 1016/05 aprovou o Guia “Radiodiagnóstico

Médico: Segurança e desempenho de equipamentos” que traz uma versão mais atualizada dos testes ⁹.

1.2 - Objetivos

1 - Realizar o controle de qualidade em equipamento de TC seguindo as recomendações do Guia da RE 1016/05;

2 - Estabelecer a melhor relação entre ruído e dose para protocolos empregados na realização de exames de pacientes adultos do HCFMB-UNESP;

3 - Avaliar a distribuição de dose em órgãos cranianos para protocolos adultos e pediátricos com dosímetros termoluminescentes (TLD) no simulador antropomórfico *RANDO Alderson*.

2 - Fundamentos Teóricos

2.1 - Evolução dos equipamentos de TC

2.1.1 - Equipamentos de Primeira Geração

A tecnologia dos equipamentos de TC evoluiu muito nas últimas quatro décadas e cada etapa dessa evolução é associada a uma geração de equipamentos. O tomógrafo construído por Hounsfield em 1972 representa a primeira geração de tomógrafos ³. O processo de aquisição de dados dessa geração baseava-se no princípio de rotação-translação no qual o feixe de raios X que atravessa o paciente era coletado por um ou dois detectores. A fonte e o detector encontravam-se linearmente opostos e adquiriam sucessivas medições individuais da estrutura de interesse entre eles. Após as medições lineares, tanto o tubo de raios X quanto o detector giram (1) um grau e transladam novamente. A Figura 1 ilustra o processo de movimentação do sistema tubo-detector em volta da região de interesse ³.

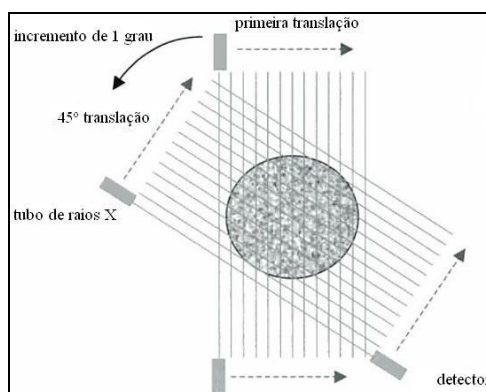


Figura 1 – Esquema ilustrativo de tomógrafo de primeira geração ³.

2.1.2 - Equipamentos de Segunda Geração

A motivação para o surgimento da segunda geração de tomógrafos foi à redução do tempo de exame. Embora ainda fosse um equipamento baseado nos movimentos de rotação e translação do sistema tubo-detector, o número de incrementos de rotação foi reduzido com múltiplos *pencil beams*. O feixe de raios X forma um leque

e ao invés de um único detector, seis módulos de detectores são utilizados, conforme ilustra Figura 2 ³.

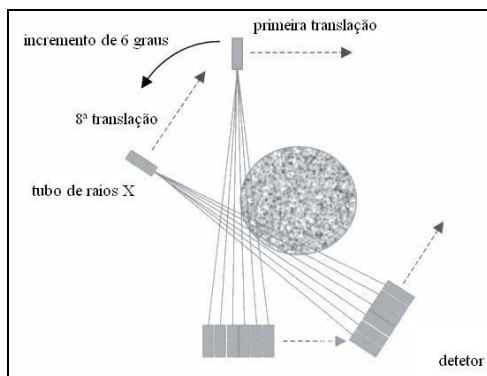


Figura 2 – Esquema ilustrativo de tomógrafo de segunda geração ³.

2.1.3 - Equipamentos de Terceira Geração

Uma das gerações de TC mais populares é a terceira. O grande número de detectores está localizado ao longo de um arco de circunferência com centro na fonte de raios X e cobre toda a seção transversal do objeto em análise, conforme ilustra a Figura 3. O tamanho do detector é suficientemente grande para que todo o objeto esteja sempre dentro do campo de visão (*field of view* - FOV). A fonte de raios X e o detector permanecem imóveis um em relação ao outro enquanto todo o sistema rotaciona em torno do paciente.

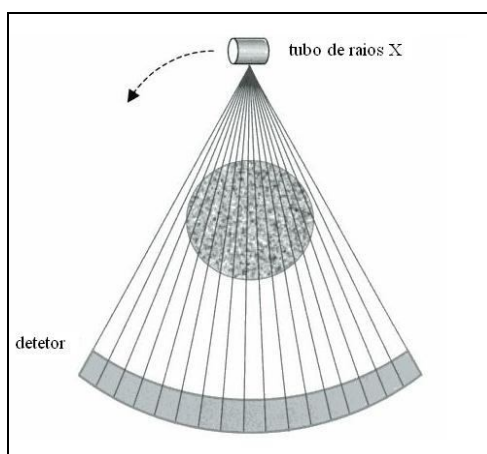


Figura 3 – Esquema ilustrativo de tomógrafo de terceira geração ³.

Nos primeiros equipamentos da terceira geração, tanto a potência do tubo de raios X quanto os sinais do detector eram transmitidos através de cabos. A limitação do comprimento desses cabos fazia com que o gantry precisasse rotacionar em ambos os sentidos para adquirir cortes adjacentes. Sistemas de TC com rotação contínua surgiram somente em 1987 nos equipamentos *SOMATON PLUS* da *Siemens* e o *TCT 900S* da *Toshiba* com o desenvolvimento da tecnologia *slip ring*. Trata-se de um sistema para transmissão de dados e energia que permite a rotação contínua de um sistema eletrônico, dessa forma, apenas um movimento de rotação era necessário para a coleta de dados ³.

2.1.4 - Equipamentos de Quarta Geração

Existe ainda uma quarta geração de tomógrafos na qual os detectores formam uma circunferência completa com a fonte de raios X colocada em seu interior, conforme ilustra a figura 4. A aquisição de dados é feita com a rotação da fonte ao redor do objeto, enquanto os detectores permanecem imóveis. Como todas as projeções são adquiridas simultaneamente a quarta geração apresenta um tempo reduzido de varredura ³.

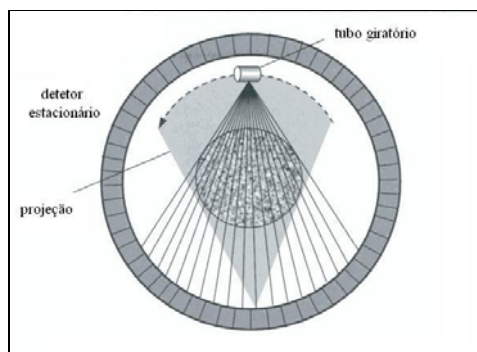


Figura 4 – Esquema ilustrativo de tomógrafo de quarta geração ³.

Por outro lado, nos tomógrafos de quarta geração o tamanho do corpo em estudo é limitado pelo feixe em leque e a varredura de objetos menores que o tamanho máximo resulta em coleta de dados desnecessários. O número de raios por projeção é limitado pelo número de detectores coberto pelo feixe, limitando a resolução espacial do sistema. Como cada detector deve receber fótons de raios X ao longo de um grande ângulo, não é possível a colimação pós-paciente, sendo assim a radiação espalhada é

uma grande desvantagem para os tomógrafos de quarta geração. São por estas razões que esta geração perdeu espaço no mercado para os tomógrafos de terceira geração ³.

2.1.5 - Equipamentos Helicoidais

A tomografia helicoidal, também conhecida como tomografia espiral, surgiu em 1989 ². Nesta modalidade, a fonte de raios X gira em torno do paciente ao mesmo tempo em que a mesa movimentada-se para dentro da abertura do gantry, conforme ilustra a Figura 5. Deste modo, a fonte realiza um percurso helicoidal em relação ao corpo do paciente. Um algoritmo apropriado permite reconstruir uma imagem tridimensional do corpo ou objeto em estudo. Podem ser utilizadas configurações de terceira ou quarta gerações com *slip rings* em equipamentos helicoidais ^{1,3}.

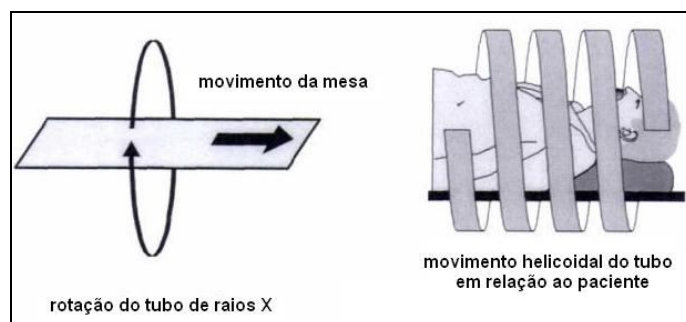


Figura 5 – Esquema ilustrativo de tomógrafo helicoidal ³.

2.2 - Produção de raios X

A produção de raios X em medicina diagnóstica acontece no tubo de raios X. No tubo, um alvo (anodo) de alto número atômico (elemento com grande número de prótons, como o tungstênio ou molibdênio) é mantido muito próximo (cerca de 1-3 cm) do filamento emissor de elétrons (cátodo). Um alto potencial elétrico é gerado entre eles para que os elétrons emitidos adquiram grande velocidade e sua energia cinética máxima em elétron-volt é igual ao potencial elétrico (em volts) aplicado entre os eletrodos. Por exemplo, um equipamento, que trabalha com um potencial de 30 kV, pode acelerar elétrons com energia de até 30 keV ¹⁰.

A Figura 6 ilustra os principais componentes de um tubo de raios X bem como o processo de geração dos fótons. Nesse processo o alvo é bombardeado por elétrons de

alta velocidade e dessa interação resultam dois tipos de radiação X: bremsstrahlung e radiação característica ¹⁰.

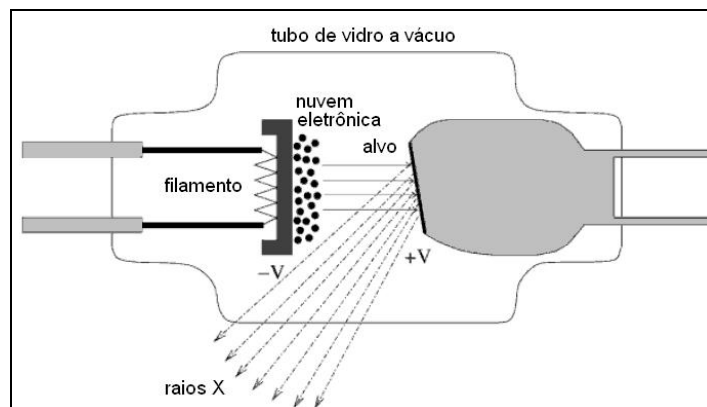


Figura 6 – Esquema ilustrativo de um tubo de raios X típico ¹⁰

Bremsstrahlung refere-se à radiação emitida por partículas de carga elétrica quando desaceleradas em um meio. No caso dos raios X, elétrons de alta energia desaceleram no material do alvo e dessa interação fótons são emitidos. Os fótons gerados possuem um espectro de energia contínuo, uma vez que não há transições de energia quantizada em sua produção ¹⁰.

O elétron incidente pode também possuir energia suficiente para retirar outros elétrons de camadas eletrônicas dos átomos do alvo deixando-os em estados instáveis. Para conseguir estabilidade, elétrons de outros níveis energéticos rapidamente preenchem tais lacunas, gerando uma emissão de radiação nesse processo. São fótons de raios X que possuem energia característica correspondente à diferença de energia entre as camadas envolvidas na transição eletrônica e por isso recebem o nome de radiação característica. A energia da radiação característica não depende da energia ou intensidade da radiação incidente, mas depende do tipo de material do alvo ¹⁰.

O espectro gerado por um tubo de raios X geralmente possui mais de um pico de radiação característica, conforme ilustra a Figura 7, pois existem muitas transições eletrônicas possíveis em um mesmo átomo. Se um elétron da camada K mais interna for expulso, a lacuna em princípio pode ser preenchida por qualquer elétron das demais camadas. Supondo que seja um elétron da camada L, um fóton de energia $E = E_L - E_K$ é emitido. Um grande número desses fótons acaba constituindo um pico proeminente no espectro. Tal pico geralmente é referido como K_α . Existem também os picos K_β que resultam da transição de um elétron da camada M para a camada K ¹⁰.

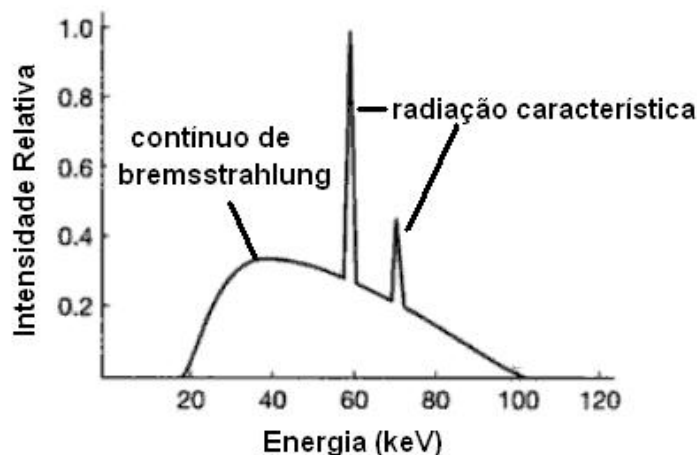


Figura 7- Espectro de raios X operando a 100 kVp e com anodo de tungstênio.

2.3 - Características do equipamento de TC

O equipamento *General Electric (GE) Sytec-3000i* utilizado neste trabalho é um equipamento conhecido como tomógrafo de corte único. O sistema tubo-detetor é posicionado em um anel no interior do gantry e uma única imagem é gerada a cada volta desse sistema em torno da área de interesse. A conexão física entre os cabos de alta tensão que alimentam o tubo de raios X não permite a rotação contínua do sistema em torno do paciente. A aquisição de uma imagem axial leva em torno de 2 a 4 segundos de exposição por rotação. Após a interrupção do feixe, a mesa do equipamento se move para aquisição de outra imagem e assim sucessivamente ¹⁹.

Detectores de radiação

No equipamento de TC *GE Sytec 3000i*, o detector de radiação é do tipo câmara de ionização, que utiliza gás xenônio submetido à alta pressão. O gás é confinado em células longas e finas entre duas placas metálicas. As placas metálicas de um detector de xenônio devem ser posicionadas em uma orientação fixa em respeito à fonte de raios X a fim de obter sua melhor eficiência, conforme ilustra a Figura 8. O volume de gás no interior das células é cercado por dois eletrodos de metal, com uma

tensão aplicada entre eles. A detecção da radiação se dá quando os fótons interagem com os átomos de xenônio gerando ionização desse gás, o campo elétrico entre as placas faz com que os íons formados desloquem-se para os eletrodos, onde a carga elétrica é coletada ¹.

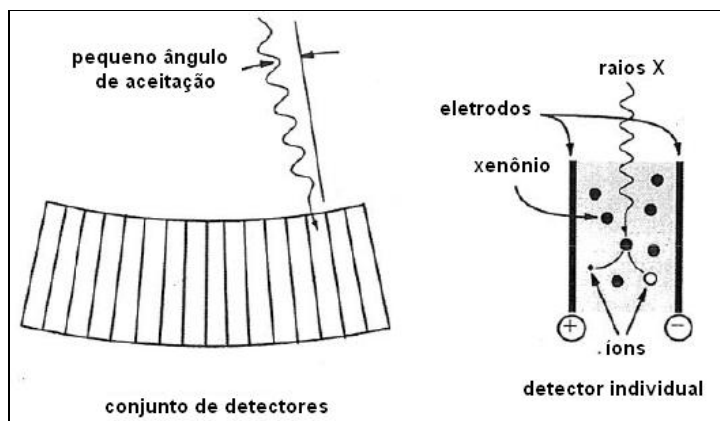


Figura 8 – Esquema ilustrativo de um detector de radiação de gás xenônio ¹.

O sinal elétrico coletado é amplificado e digitalizado, seu valor numérico é diretamente proporcional a intensidade dos raios X que atingiram o detector. Embora um detector gasoso não possua a mesma eficiência que um detector do estado sólido, sua espessura pode compensar sua baixa densidade ¹.

2.4 - Princípios da formação da imagem em TC

Procedimentos de TC utilizam valores altos de tensão de pico, entre 120 a 140 kVp, com filtração elevada, para que o feixe de raios X gerado seja o mais homogêneo possível. O feixe de radiação é colimado, atravessa o paciente e a radiação transmitida atinge um conjunto de detectores. A Figura 9 ilustra este processo, e mostra um esquema da medida da intensidade dos raios X transmitidos. Medidas sucessivas para todas as variações angulares de uma aquisição são chamadas projeções. As imagens de TC são obtidas através da análise matemática de várias projeções e representam mapas do valor da atenuação relativa linear dos tecidos ^{1,2,3,11}.

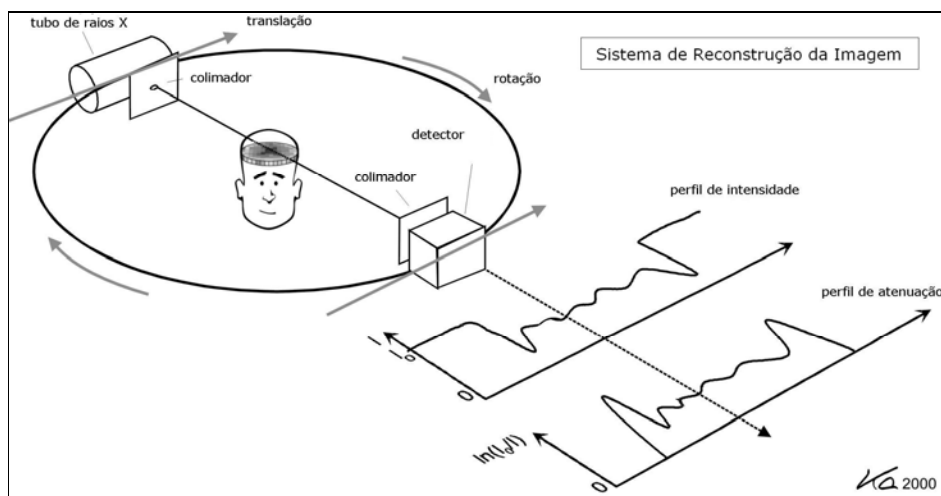


Figura 9 – Esquema ilustrativo da formação de imagens em um sistema tomográfico ².

É necessário um grande número de medidas de transmissão para a formação de uma única imagem axial. A intensidade de radiação que atinge o detector após atravessar o paciente é caracterizada por I_t , enquanto a intensidade, I_0 , não atenuada do feixe de raios X também é medida durante a varredura por um detector de referência. A relação entre I_t e I_0 é dada pela Equação 1 ^{1,2,3}:

$$I_t = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (\text{Equação 1})$$

Na qual:

I_t - intensidade de radiação transmitida;

I_0 - intensidade de radiação não atenuada;

x - espessura do paciente pela qual o feixe passa;

μ - coeficiente de atenuação linear ao longo da trajetória do feixe.

As intensidades I_t e I_0 dependem da geometria do equipamento e da escolha da técnica, enquanto μ é um parâmetro relacionado à anatomia do paciente ^{1,2,3}.

Em TC, a preocupação é com o número de fótons, N , que passam através do tecido durante a aquisição, e não com a intensidade de radiação. A Equação 1 pode ser expressa como:

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (\text{Equação 2})$$

Na qual:

N - número de fótons transmitidos;

N_0 - número de fótons que atingem o tecido (fótons incidentes);

x e μ são os mesmos parâmetros da equação 1.

No entanto, o tecido atravessado pela radiação não pode ser considerado homogêneo, devido à presença de diferentes substâncias, cada uma com um coeficiente de absorção diferente. Neste caso, dividi-se o tecido em pequenas regiões, caracterizadas por seu próprio coeficiente linear de atenuação. Isto pode ser mostrado como:

$$N_0 \Rightarrow \mu_1 \mu_2 \mu_3 \mu_4 \mu_5 \dots \mu_n \Rightarrow N$$

Figura 10 – Bloco de tecido dividido em pequenas regiões, onde cada uma é representada por um coeficiente de atenuação linear próprio.

Nesta situação, o coeficiente de atenuação linear pode ser determinado da seguinte forma:

$$N = N_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4 + \mu_5 \dots + \mu_n)x}$$

(Equação 3)

Após a coleta dos dados de transmissão, o conjunto completo de projeções é transferido para o sistema de processamento. Um algoritmo de reconstrução é utilizado para transformar os dados em uma imagem digital de TC. São muitos os métodos de reconstrução, porém o método da retroprojeção filtrada é o mais amplamente utilizado em equipamentos clínicos de TC.

2.4.1 - Representação da Imagem

A imagem de TC é representada por uma matriz de elementos denominados pixels (abreviação do termo em inglês *picture element*), na qual cada pixel está associado ao coeficiente de atenuação μ do tecido. Quanto maior o número de pixels, melhor a diferenciação entre as estruturas analisadas. O campo de visão (FOV) representa o tamanho máximo do objeto de estudo que ocupa a matriz^{2,12,19}.

O pixel é o elemento básico bidimensional de uma imagem digital. Imagens de TC são geralmente formadas por matrizes quadradas de 512 x 512 pixels. Cada pixel na imagem corresponde a um voxel (abreviação do termo em inglês *volume cell*) no volume do tecido em estudo. O voxel possui duas dimensões semelhantes às do pixel no

plano da imagem e uma terceira dimensão que corresponde à espessura de corte tomográfico ^{2,12}.

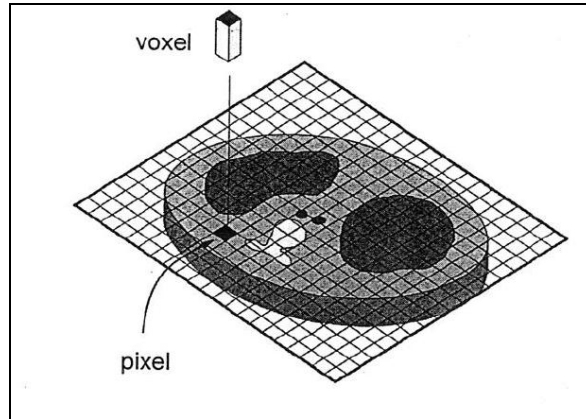


Figura 11 – Esquema ilustrativo de uma fatia axial de um corpo em TC. A imagem mostra a matriz de pixels correspondentes ao conjunto de voxels do tecido em estudo.

Cada valor do coeficiente de atenuação (μ) é comparado com o coeficiente de atenuação da água, e são representados por diferentes tons de cinza na imagem. Cada pixel representa até 4096 diferentes tons de cinza (12 bits). O resultado desta comparação define um nível relativo denominado número de TC, ou coeficiente de Hounsfield ^{1,2,12}.

A escolha da água como referência se deu pelo fato de que seu número de TC é similar ao dos tecidos moles. Os números de CT são definidos em uma escala linear, e variam de -1000 para o ar até +1000 para estruturas densas como os ossos. O coeficiente de atenuação da água recebe o valor zero na escala de Hounsfield ². Desse modo o número de TC é calculado por:

$$Num\ CT = \frac{\mu_T - \mu_{água}}{\mu_{água}} \cdot K \quad (\text{Equação 4})$$

No qual:

μ_T - coeficiente de atenuação linear dos tecidos;

$\mu_{água}$ - coeficiente de atenuação da água;

K - constante ou fator de contraste cujo valor é 1000 ².

A Figura 12 mostra qual o intervalo na escala de Hounsfield ocupado pelos principais tecidos do corpo humano.

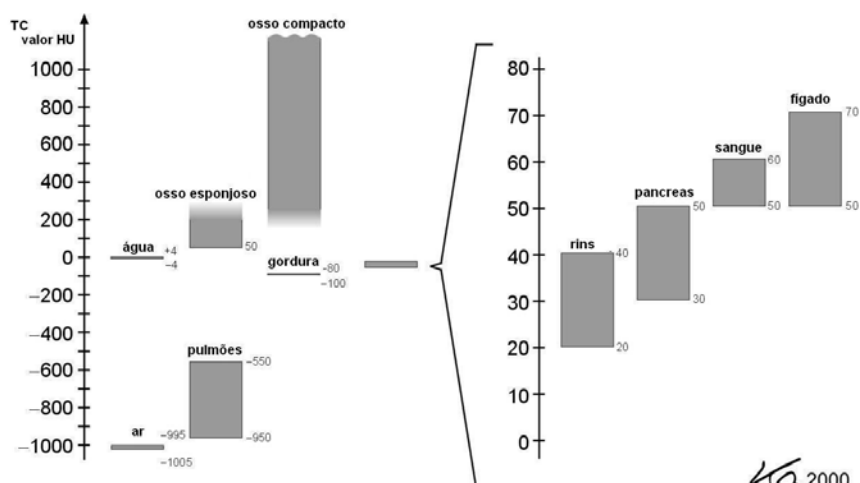


Figura 12 – Escala Hounsfield para os principais tecidos humanos ².

2.5 - Qualidade da imagem em TC

A qualidade da imagem pode ser caracterizada em termos de contraste, ruído e resolução espacial. Em geral, a qualidade da imagem envolve a melhor relação entre estes três fatores com a menor dose de radiação possível no paciente ¹¹.

2.5.1 - Ruído

Ruído são variações aleatórias de intensidade no sinal da imagem, que contribuem para redução de visualização de detalhes, especialmente de objetos pequenos e de baixo contraste. O ruído que aparece como um aspecto granulado nas imagens de TC é, na verdade, consequência do ruído quântico, que depende do número de fótons que chegam ao detector, do ruído eletrônico do sistema de detecção e da reconstrução. O ruído quântico, influenciado diretamente pela tensão e corrente aplicados ao tubo, é o fator que mais contribui para o ruído total na imagem ².

O ruído pode ser descrito como o desvio padrão, σ , dos níveis de cinza, em uma área definida, e é calculado por:

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

(Equação 5)

Na qual:

n - quantidade de pixels em uma região de interesse (ROI) na imagem;

X_i - valor do nível de cinza em cada pixel;

X - valor médio dos níveis de cinza nessa ROI ¹⁹.

2.5.2 - Resolução do sistema

A resolução espacial é a capacidade de discriminar objetos adjacentes e é dada em função do tamanho de pixel. Se o campo de visão (FOV) da imagem é d e o tamanho da matriz é M , o tamanho do pixel é d/M . Para um procedimento típico de crânio com um FOV de 25 cm e matriz de 512 x 512, o tamanho do pixel é de 0,5 mm. Resoluções típicas de sistemas de TC estão entre 0,7 a 1,5 pl/mm (pares de linha por milímetro). A resolução no plano axial pode ser melhorada operando-se no modo de alta resolução utilizando-se um FOV menor ou um maior tamanho da matriz. Fatores que também podem melhorar a resolução espacial em TC incluem a diminuição do ponto focal, a utilização de detectores menores ou ainda mais projeções ¹¹.

Um método de analisar a resolução de alto contraste de um sistema de imagens de TC é através da Função de Transferência de Modulação, conhecida como MTF, do inglês *Modulation Transfer Function*. O método realizado por *Groeger e Morin*¹³ e citado em uma norma padrão da IEC de 2006¹⁴ foi o mesmo utilizado neste trabalho para o cálculo da MTF.

A MTF expressa a capacidade do sistema de representar o tamanho real do objeto na imagem. A avaliação da resolução espacial pode ser realizada por simuladores específicos, fabricados em materiais de diferentes densidades e com várias dimensões. Estes simuladores geralmente possuem um conjunto de padrões de barra de diferentes tamanhos. Estas barras são espaçadas paralelamente entre si descrevendo certa quantidade de pares de linha (pl). O número de pares de linha por centímetro (pl.cm^{-1}) descreve a frequência espacial para equipamentos de TC ¹³.

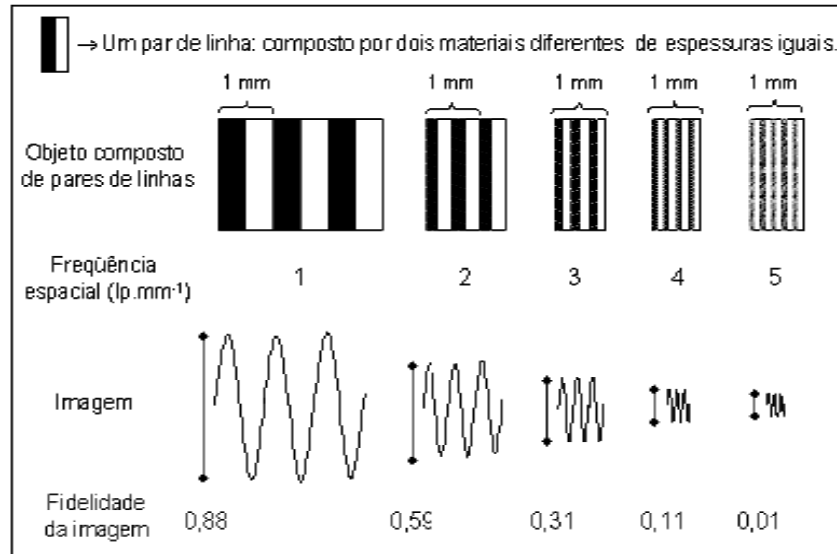


Figura 13 – Esquema ilustrativo representado os padrões de barra de um objeto simulador. Para cada frequência espacial dos padrões de barra são produzidos sinais diferentes na imagem de TC. O cálculo da MTF representa a fidelidade da imagem, variando de 0 a 1.

A equação para o cálculo da MTF segundo *Groeger e Morin*, é descrita da seguinte forma ¹³:

$$MTF(f) = \frac{\pi\sqrt{2}M(f)}{4M_0} \quad (\text{Equação 6})$$

No qual M é o desvio padrão corrigido dos valores de pixel em uma imagem e M_0 é a modulação de entrada. Por sua vez, M é dado por:

$$M = \sqrt{M' - N^2} \quad (\text{Equação 7})$$

No qual M' é numericamente igual ao desvio padrão dos valores de pixel em uma imagem de padrão de barras, e N é o ruído existente na imagem do padrão da barras.

N é obtido através da relação:

$$N^2 = (N_p^2 + N_w^2)/2 \quad (\text{Equação 8})$$

No qual N_p é o desvio padrão para uma região de pixels no acrílico, e N_w é o desvio padrão para uma região de pixels na água.

E por último temos a modulação de entrada (M_0) obtida através de :

$$M_0 = \frac{|NCT1 - NCT2|}{2} \quad (\text{Equação 9})$$

No qual NCT1 corresponde ao número de TC para o acrílico e NCT2 para a água.

2.5.3 – Contraste

O contraste em TC é a diferença entre valores de número de TC em tecidos adjacentes. Este contraste em geral aumenta à medida que o kVp diminui, mas não é afetado pela corrente do tubo, nem pelos tempos de varredura. O contraste da imagem é primariamente determinado pelo ajuste da largura e do nível de janelamento ¹¹.

2.6 - Dosimetria

A distribuição da dose em TC é muito diferente do que na radiografia convencional, devido principalmente a maneira como a radiação é depositada nos tecidos. São três principais aspectos que caracterizam estas diferenças. Em primeiro, como a TC emprega um feixe altamente colimado, o volume de tecido irradiado pelo feixe primário é substancialmente menor do que, por exemplo, o volume de tecido irradiado em uma radiografia de tórax ¹, como fica evidente na Figura 14.

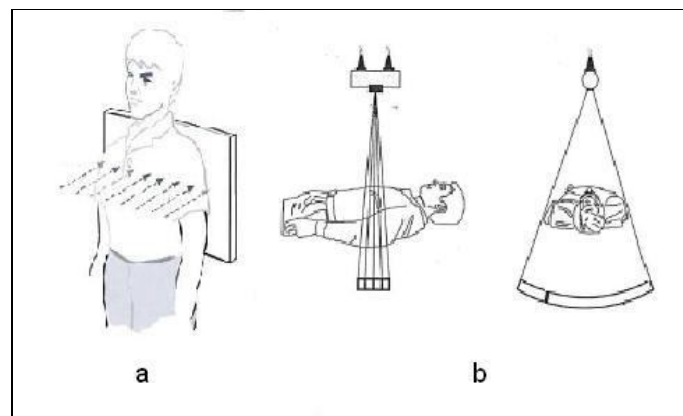


Figura 14 – Esquema ilustrativo de uma radiografia de tórax em **a**; e um exame de TC de tórax em **b** ^{1,3}.

Em segundo, o volume irradiado é exposto pelo feixe primário de quase todos os ângulos durante a aquisição de uma única imagem, o que distribui mais uniformemente a dose de radiação para os tecidos. E finalmente, a aquisição de imagens em TC requer uma alta relação sinal-ruído para atingir uma resolução de alto contraste e, portanto, a dose de radiação é maior porque as técnicas utilizadas (kV e mAs) são mais elevadas. Como uma simples comparação, uma radiografia de tórax pode ser adquirida com o uso de 120 kV e 5 mAs, enquanto uma imagem de tomografia computadorizada de tórax é tipicamente adquirida em 120 KV e 200 mAs ¹.

O espalhamento Compton é o principal mecanismo de interação da radiação com a matéria em TC, assim a radiação espalhada proporciona uma dose considerável para os tecidos adjacentes, fora do feixe primário. Além disso, a maioria dos protocolos de TC utiliza uma série quase contínua de cortes sobre o volume do tecido em exame. Por exemplo, em um protocolo no qual seis cortes de 10 mm são adquiridos no crânio, conforme ilustra a Figura 15, a fatia 3 recebe a radiação primária e espalhada de sua aquisição, e também a dose de radiação espalhada pelas fatias 2 e 4, e, em menor número, pelas fatias 1 e 5, e assim por diante ¹.

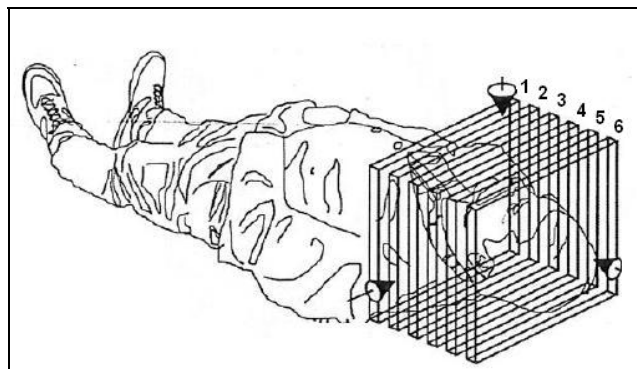


Figura 15 – Esquema ilustrativo de cortes tomográficos na região do crânio ¹.

A distribuição da dose absorvida, devido à exposição de um único corte, pode ser calculada como função da espessura do corte (T) e da intensidade da radiação X incidente. Esta medida determina o índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI – computed tomography dose index). Conhecendo-se a espessura (T) e o número de cortes (n) realizados no exame, o CTDI pode ser determinado a partir da Equação 10.

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

(Equação 10)

A integral acima está representada na Figura 16, onde se encontra a área sob a curva de distribuição de dose típica $D(z)$. Na definição do CTDI não foi considerada a região anatômica, entre os cortes não expostos, pelo feixe de raios X primários. Somando-se as doses dispersas de cada corte, pode-se determinar a dose média em cortes múltiplos (MSAD), que é definida como a dose média no tecido, a certa profundidade, que inclui a dose atribuída à radiação espalhada de todas as fatias adjacentes ^{1,18}.

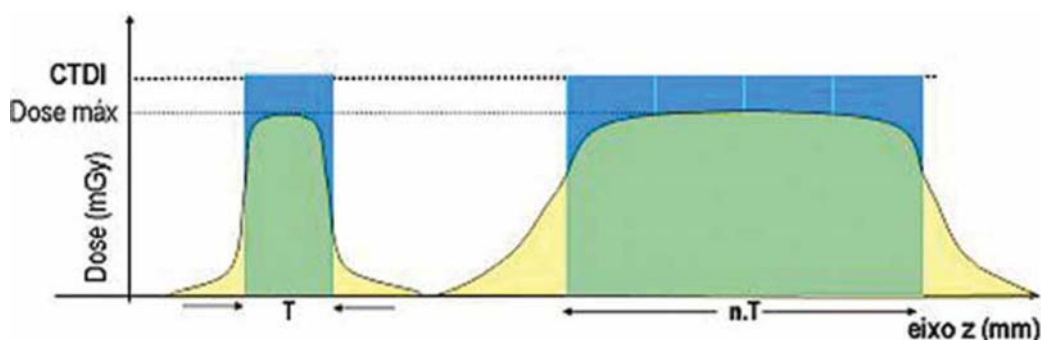


Figura 16 – Representação gráfica do CTDI mostrando as áreas sob as curvas de distribuição de dose envolvidas na sua definição ¹⁸.

A MSAD pode ser calculada multiplicando-se a espessura de corte pelo CTDI e dividindo-se pelo incremento do deslocamento da mesa, como na Equação 11.

$$MSAD = CTDI \cdot \frac{T}{e} = \frac{1}{ne} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (\text{Equação 11})$$

Na qual: e representa a extensão do incremento entre cortes tomográficos sucessivos.

A Dose Média em Cortes Múltiplos (MSAD) é o padrão para a determinação da dose de radiação em TC e sua representação gráfica encontra-se na Figura 17 ^{1,18}.

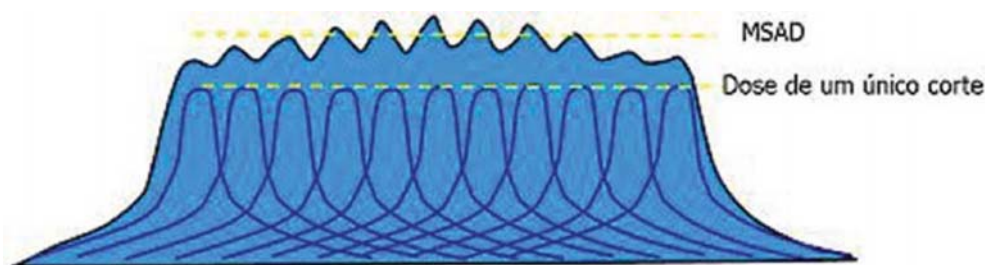


Figura 17 - Ilustração gráfica da MSAD mostrando as áreas sob as curvas de distribuição de dose envolvidas na sua definição ¹⁸.

Segundo a Portaria 453/98 e o Guia da RE 1016/05 a dose absorvida representativa de procedimentos clínicos em TC deve ser avaliada através da MSAD a cada dois anos. As doses devem ser avaliadas em dispositivos de teste para dosimetria em TC com diâmetros representativos de cabeça (16 cm) e de corpo (32 cm) ^{8,9}.

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

$$CTDI = \frac{R \cdot N_k \cdot f_c \cdot L}{n \cdot T} \quad (\text{Equação 12})$$

Na qual:

R = leitura em unidades de kerma no ar;

N_k = fator de calibração de câmara em unidades de kerma;

f_c = fator de conversão de kerma no ar para dose absorvida no meio (acrílico);

n = número de cortes tomográficos para cada varredura do sistema;

L = comprimento ativo da câmara;

T = espessura nominal do corte tomográfico.

O valor do MSAD é dado por:

$$MSAD = \frac{T}{I} \cdot CTDI \quad (\text{Equação 13})$$

Na qual:

I = incremento entre cortes consecutivos.

A medida da dose para o cálculo do CTDI foi realizada com uma câmara de ionização do tipo lápis, modelo 10x5-3CT, associada ao eletrômetro e monitor de radiação modelo 9015 da *Radcal Corporation*. A câmara de ionização foi utilizada para avaliação de dose em dispositivos simuladores de acrílico. Com comprimento sensível de 10 cm, esta câmara apresenta resposta uniforme a radiações incidentes em todos os ângulos ao redor do seu eixo. Dessa forma, este tipo de detector mostrou-se adequado para utilização em equipamentos de TC ¹⁹.

Foram também utilizados dosímetros termoluminescentes (TLD), TLD-LiF-100 da *Harshaw Chemical Company*, para a estimativa de dose na região do crânio do simulador antropomórfico *RANDO Alderson*¹⁵. O processo de dosimetria com TLD é

bem diferente do que com as câmaras de ionização gasosas. Em um TLD, a dose de radiação absorvida produz cargas elétricas que são armadilhadas em seu material. Após a absorção de energia térmica, as cargas recombinam-se, emitindo uma intensidade de luz proporcional à dose de radiação absorvida ¹⁹.

Entre os materiais termoluminescentes (TL) mais utilizados em radiodiagnóstico, está o fluoreto de lítio (LiF). Este material possui propriedades convenientes para tal aplicação, como número atômico semelhante a dos tecidos humanos e sensibilidade para medidas de dose de 10 μ Gy a 10 Gy ¹⁹.

2.7 - Importância da otimização em exames de TC

No Radiodiagnóstico, buscam-se imagens com qualidade suficiente para propostas diagnósticas com as menores doses de radiação possíveis. Otimização é um ato balanceado entre os benefícios do exame diagnóstico para o paciente e os riscos envolvidos na sua exposição à radiação ionizante. A otimização, portanto, não pode considerar modificações na qualidade da imagem sem também considerar os efeitos nocivos que possa causar. Na prática diária, a otimização pode ser realizada na escolha dos parâmetros de aquisição feita pelo operador, com base no tamanho do paciente, da parte de interesse do corpo e do contraste das áreas procuradas nas imagens ¹⁶.

A otimização de doses tem sido uma preocupação de longa data em pacientes pediátricos ¹⁷. O risco estocástico da interação com radiações ionizantes é maior em crianças do que em adultos devido à maior radiosensibilidade de seus tecidos e de sua maior expectativa de vida. A dose em exames pediátricos é, portanto, a maior preocupação em relação a exames de TC ¹⁷.

3 - Materiais e Métodos

3.1 - Materiais

Os materiais utilizados nesta pesquisa pertencem ao HCFMB-UNESP e ao Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção da Universidade de São Paulo de Ribeirão Preto (CIDRA-USP), todos em excelentes condições de uso e devidamente calibrados:

- Tomógrafo *Sytec-3000i* da *General Electric (GE) Medical*;
- Dispositivo simulador modelo 76-411 da *Victoreen*;
- Dispositivo simulador modelo 76-414 da *Cardinal Health*;
- Dispositivo simulador modelo 76-415 da *Cardinal Health*;
- Monitor de radiação modelo 9015 da *Radcal Corporation*;
- Câmara de ionização 10x5-3CT da *Radcal Corporation*;
- Dosímetros TL de Fluoreto de Lítio (TLD-LiF-100) da *Harshaw Chemical Company*;
- Simulador antropomórfico *RANDO Alderson Phantom*;
- Estufa para dosímetros TL *Olidef CZ*;
- Forno *BRAVAC*, número 03, série 297;
- Prensa *Smar*, Modelo 5000W;
- Detector TL *Harshaw*, modelo 2000C;
- Pico Amperímetro integrado *Harshaw*, modelo 2000B.

3.2 - Métodos

3.2.1 - Testes de Controle de Qualidade

A Portaria 453 do Ministério da Saúde, publicada em 1998, e a Resolução 1016, publicada em 2005, relacionam testes de controle de qualidade em equipamentos de tomografia computadorizada. Estes testes são divididos em testes de controle de qualidade mecânicos (i-iv), de qualidade de imagem (v-vii) e dose (viii). A Tabela 1 relaciona todos os testes realizados no equipamento tomográfico *Sytec-3000i General Electric Medical*, e também a frequência mínima de realização ^{8,9}.

Tabela 1 – Testes de controle de qualidade em equipamento de tomografia computadorizada definidos pela Portaria 453/98 e pela RE 1016/05.

<i>Testes</i>	<i>Frequência mínima de realização</i>
Testes mecânicos	
i -Sistema de colimação	Semestral
ii -Alinhamento da mesa em relação ao gantry	Semestral
iii -Deslocamento longitudinal da mesa	Semestral
iv -Inclinação do gantry	Semestral
Testes de qualidade de imagem	
v) ruído, exatidão e uniformidade do número de TC	Semanal
vi) resolução espacial de alto contraste	Anual
vii) espessura de corte	Semestral
Testes de dose	
viii) dose média em cortes múltiplos	bianual

3.2.1.1 - Testes mecânicos

i) Sistema de colimação

Este teste avaliou a coincidência dos indicadores luminosos, interno e externo, e do indicador interno com o feixe de radiação. Foi utilizado um filme radiográfico no interior de um envelope opaco. O envelope foi colocado sobre a mesa, onde se marcou a posição do indicador externo. A mesa foi movida para dentro do gantry e marcou-se a posição do indicador interno com um objeto perfurador. Realizou-se um único corte tomográfico sobre esta posição e então se revelou o filme. A distância entre os pontos marcados sobre o envelope e a distância entre os orifícios do filme e a linha de densidade (feixe de radiação) devem ser $\leq 2,0$ mm⁹.

ii) Alinhamento da mesa em relação ao gantry

Este teste verificou se o eixo longitudinal da mesa coincidia com o plano vertical que passa pelo isocentro do gantry e com o indicador luminoso sagital do equipamento. Marcou-se a linha média longitudinal da mesa sobre uma fita adesiva e também a posição central da abertura do gantry. A mesa foi movida para dentro do gantry, onde se avaliou a coincidência entre as marcações feitas. As distâncias máximas

entre a indicação do centro do gantry e do indicador luminoso sagital em relação à linha média da mesa devem ser $\leq 5,0 \text{ mm}$ ⁹.

iii) Deslocamento longitudinal da mesa

Este teste determinou a exatidão do deslocamento longitudinal da mesa. Fixou-se uma fita métrica na superfície flutuante e uma agulha na base fixa da mesa, com a ponta voltada sobre a fita. Colocou-se um objeto com massa de aproximadamente 70 kg sobre a mesa. Deslocou-se a mesa ora em direção ao gantry, ora para fora do gantry e registrou-se a posição da agulha em relação à fita métrica. Este teste verificou, para cada uma das direções, se as diferenças entre as distâncias percorridas e a indicada no gantry encontram-se dentro de $\pm 2 \text{ mm}$ ⁹.

iv) Inclinação do gantry

Este teste determinou a exatidão dos indicadores de deslocamento angular. Utilizou-se um filme radiográfico no interior de um envelope opaco. Fixou-se o envelope em um suporte sobre a mesa, na posição vertical. Ajustou-se a posição do gantry para o ângulo de inclinação zero e realizou-se uma exposição no filme, com a menor espessura de corte possível. Inclinou-se o gantry para o ângulo máximo, no sentido positivo e no sentido negativo, onde foram realizadas novas exposições nas mesmas condições anteriores. Após a revelação do filme, foram medidos os ângulos formados entre as linhas de densidade. Este teste verificou se o desvio entre o ângulo medido e o ângulo nominal encontra-se dentro de $\pm 3^\circ$ ⁹.

3.2.1.2 - Testes de qualidade da imagem

v) Ruído, exatidão e uniformidade do número de TC

Neste teste foi utilizado um dispositivo simulador preenchido com água de 20 cm de diâmetro. O simulador foi colocado no centro do gantry, onde se efetuou um corte utilizando parâmetros típicos para exame de abdômen. Registrou-se o valor médio do número de TC e o desvio padrão (σ) para uma ROI na zona central da imagem. Registraram-se também os valores médios dos números de TC para outras quatro ROI's na periferia da imagem. Repetiram-se os procedimentos anteriores utilizando

parâmetros típicos para exame de cabeça. Foi realizado ainda um corte no ar, utilizando os parâmetros típicos para exames de abdômen e cabeça ⁹.

O nível de ruído, N_r , pode ser avaliado através da Equação 14, na qual o desvio padrão (σ) é o mesmo encontrado na Equação 5, no item 2.5.1:

$$N_r = \frac{\sigma}{1000} \times 100$$

(Equação 14)

Na qual:

1000 - diferença entre os valores nominais do número de TC para água e ar ⁹.

O valor do ruído em uma imagem de TC não deve ser superior a +/- 10% ou 0,2HU (*Hounsfield unit*) dos valores da linha de base ⁹.

A exatidão do número de TC é dada pela diferença entre o valor medido e o nominal do número de TC para a água e o ar. Este teste verificou se a diferença entre o valor médio do número de CT na ROI central e o valor nominal encontra-se dentro de ± 5 HU. A uniformidade do número de TC é dada pela diferença entre os números de TC da região central e a periférica. O desvio em relação ao valor de referência deve estar dentro de ± 2 HU ⁹.

vi) Resolução espacial de alto contraste

O método de avaliação da resolução de alto contraste neste trabalho foi realizado através da Função de Transferência de Modulação (MTF). A metodologia deste teste foi explicada previamente no item 2.5.2.

vii) Espessura de corte

Este teste determinou a espessura de cortes tomográficos. Foi utilizado um dispositivo de teste com rampa inclinada. Alinhou-se o dispositivo de teste com o eixo de rotação do equipamento e selecionou-se uma espessura de corte típica com uma técnica de baixo ruído. Após a realização do corte, a imagem foi ampliada, de forma a evidenciar a região com a imagem da rampa. Foi medida a largura da imagem da rampa com uma lente graduada para se encontrar a espessura de corte. Este teste verificou se a diferença entre a espessura da imagem da rampa e a espessura nominal selecionada estão dentro de ± 1 mm para espessuras nominais maiores que 2 mm ⁹.

viii) Dose média em cortes múltiplos

O teste de dose média em cortes múltiplos buscou a determinação das doses absorvidas representativas dos procedimentos clínicos em pacientes adultos. Utilizou-se câmara de ionização gasosa do tipo lápis com comprimento sensível de 10 cm. Neste estudo foi utilizado o conjunto constituído por uma câmara de ionização e eletrômetro, ambos da *Radcal Corporation*, devidamente calibrados ¹⁸.

Utilizaram-se também os dispositivos de teste para dosimetria em TC, em acrílico, com diâmetros representativos de cabeça (16 cm) e de corpo (32 cm). A câmara de ionização foi colocada no centro do dispositivo de teste, e este colocado na abertura do gantry. Foram selecionados os parâmetros típicos para exame de cabeça, e então se realizou um corte no centro do volume sensível da câmara. O procedimento foi repetido com o dispositivo de teste para corpo, selecionando parâmetros típicos para exames de tórax e de abdômen. As Equações para o cálculo do índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI) e dose média em cortes múltiplos (MSAD) estão descritas no item 2.5.3 ⁹.

3.2.2 - Nível de ruído e dose para exames de TC

Esta etapa do trabalho baseou-se no estudo proposto por Daros em 2005 ¹⁹, no qual se buscava “técnicas otimizadas” para exames de crânio de adultos aliando-se os menores ruídos com as menores doses possíveis. Com base nos protocolos de crânio de adultos utilizados no Setor de Diagnóstico por Imagens do Hospital das Clínicas de Botucatu (HC-BTU), descritos na Tabela 2, buscou-se uma possível redução no mAs. Variou-se o produto corrente x tempo de 108 a 351 mAs, com valor de tensão de 120 kV.

Tabela 2– Protocolos de exames de crânio de adultos do Setor de Tomografia HC-BTU.

Exames	kVp	mA	Tempo (s)	mAs	Nº de cortes	Espessura de corte (mm)	Incremento (mm)
Crânio ST	120	80	2,7	216	9	10	10
Crânio FP	120	100	2,7	270	6	2	4

Os valores médios de ruído para todas as mAs selecionadas foram determinados pela média aritmética entre quatro medições realizadas no centro da imagem em um simulador preenchido com água, conforme ilustra a Figura 18.

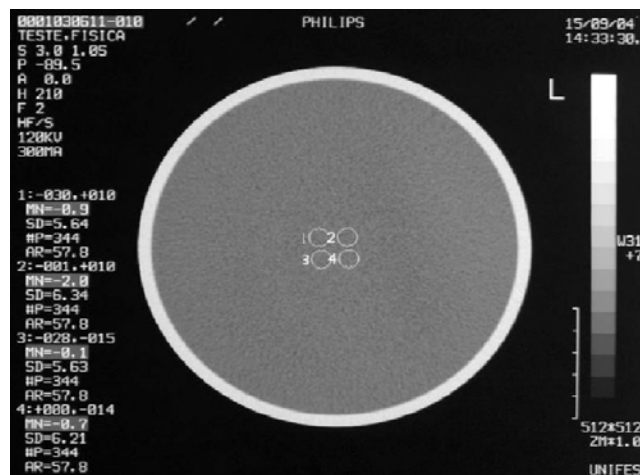


Figura 18 – Imagem de avaliação de ruído em um simulador preenchido com água em um equipamento de TC ¹⁹.

Em seguida, nas mesmas condições operacionais, foram medidas as doses de radiação no simulador de crânio, modelo da *Cardinal Health*. As medidas da dose absorvida no interior dos simuladores foram obtidas com o conjunto eletrômetro-câmara de ionização da *Radcal Corporation*, conforme ilustra a Figura 19.

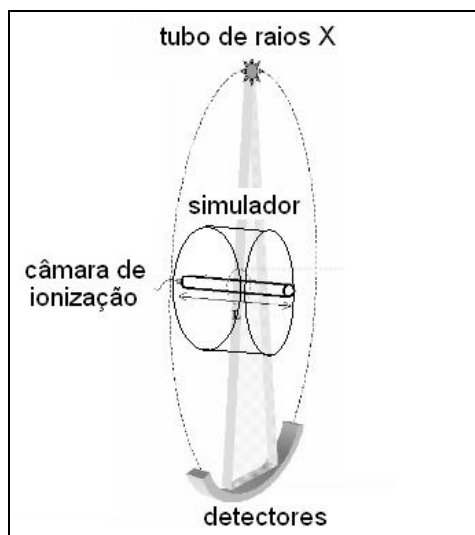


Figura 19 – Esquema ilustrativo de uma câmara de ionização exposta por um corte tomográfico no interior de um dispositivo simulador de crânio ¹⁹.

Ainda segundo Daros ¹⁹, o método para determinação do ponto de otimização das técnicas é realizado através da interpretação gráfica do nível de ruído e dose relativos em relação ao produto corrente x tempo (mAs). O ponto no qual ocorre intersecção entre as curvas define o mAs otimizado para cada protocolo.

3.2.3 – Avaliação de dose para protocolos adultos e pediátricos

3.2.3.1 - Leitura dos dosímetros

As etapas de preparação e leitura das pastilhas de dosímetros TLD-LiF foram realizadas no Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção da Universidade de São Paulo em Ribeirão Preto (CIDRA-USP). O tratamento térmico pré-irradiação aplicado aos TLD foi de 400°C durante uma hora em um forno de marca BRAVAC, seguido de um tratamento a 100°C durante 2 horas em uma estufa de esterilização Olifed CZ. Não foi necessária a realização de tratamento térmico pós-irradiação, pois a leitura dos dosímetros foi realizada menos de 24h depois de sua irradiação.

Após o tratamento térmico foram selecionados 86 dosímetros para serem utilizados nas etapas de monitoração de dose em exames com o simulador antropomórfico RANDO Alderson.

3.2.3.2 - Avaliação de dose no simulador antropomórfico

Nesta etapa do trabalho avaliou-se a distribuição de dose para exames de crânio que seguem os protocolos adotados no serviço de Tomografia Computadorizada do HC-BTU. Foram monitoradas as doses na superfície de entrada (DSE) e as doses absorvidas (DA) com os dosímetros TLD-LiF para exames de crânio no simulador antropomórfico *RANDO Alderson* ¹⁵. Os locais escolhidos para medição de dose no simulador para protocolo adulto foram: retina, tireóide, cristalino, orelha interna direita e esquerda, lobo central do cerebelo e lobos laterais do cerebelo. Para o protocolo pediátrico as medidas foram feitas apenas no cristalino e na tireóide.

4 - Resultados

4.1 - Testes de CQ

A Tabela 3 apresenta os resultados dos testes de CQ mecânicos. São ainda apresentados os níveis de referência e a situação de conformidade para cada teste.

Tabela 3 – Resultado dos testes mecânicos (sistema de colimação, alinhamento da mesa em relação ao gantry, deslocamento longitudinal da mesa e inclinação do gantry).

Teste	Valor medido	Nível de Referência Guia - RE 1016/05	Situação
Sist. Colimação	2,0 mm	$\pm 2,0$ mm	conforme
Alinhamento Mesa - <i>Gantry</i>	9,0 mm	$\pm 5,0$ mm	não conforme
Deslocamento Longi. Mesa	0,0 mm	$\pm 2,0$ mm	conforme
Inclinação do Gantry	0,0°	$\pm 3,0^\circ$	conforme

A Tabela 4 apresenta os resultados dos testes de CQ de qualidade de imagem. São ainda apresentados os níveis de referência e a situação de conformidade para cada teste.

Tabela 4 – Resultado dos testes de qualidade de imagem (ruído, exatidão, uniformidade, espessura de corte e resolução espacial de alto contraste (através do MTF)).

Teste	Valores medidos	Nível de Referência Guia - RE 1016/05	Situação
Ruído	0,58%	10,00%	conforme
Exatidão	2,2HU	$\pm 5,0$ HU	conforme
Uniformidade	0,7HU	$\pm 2,0$ HU	conforme

Espessura de Corte	0,2 mm	$\pm 1,0$ mm ENC > 2,0 mm	conforme
Resolução espacial de alto contraste	6,8pl/cm	comparação com a linha de base	não houve grandes variações

ENC - espessura nominal de corte. pl/cm – pares de linha por centímetro

A Tabela 5 apresenta os valores de MSAD obtidos para exames de cabeça, abdômen e coluna lombar, utilizando protocolos para pacientes adultos. São ainda apresentados os níveis de referência e a situação de conformidade para cada exame. O protocolo de cada um destes exames é apresentado na Tabela 6.

Tabela 5 – Resultado dos testes de dose para regiões de crânio, coluna lombar e abdômen.

<i>Teste</i>	<i>Valores encontrados (mGy)</i>	<i>Nível de Referência (mGy)</i>	<i>Situação</i>
Crânio ST	46,81	50	conforme
Crânio FP	55,45	50	não conforme
Coluna Lombar	19,63	35	conforme
Abdômen	16,23	25	conforme

ST – supra-tentorial. FP – fossa posterior

A Tabela 6 relaciona os protocolos do Setor de Tomografia Computadorizada do HC-BTU utilizados no tomógrafo *GE Sytec 3000i*.

Tabela 6 – Protocolos de exames adultos do Setor de Tomografia HC-BTU.

Exames	kVp	mA	Tempo (s)	mAs	Nº de cortes	Espessura de corte (mm)	Incremento (mm)
Crânio ST	120	80	2,7	216	9	10	10
Crânio FP	120	100	2,7	270	6	2	4
Abdômen	120	100	2,7	270	20	10	10
Coluna Lombar	120	130	2,7	351	19	2	3

4.2 – Otimização de ruído e dose

Nas Figura 20 e 21 encontram-se representadas as curvas de variação da dose relativa e do ruído relativo para diferentes mAs para protocolo de crânio conforme descritos no item 3.2.2.

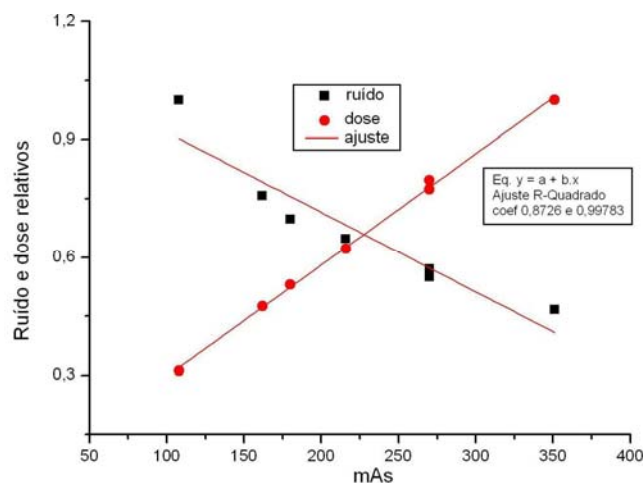


Figura 20 – Variação do nível de ruído e da dose relativos, em função do mAs, em cortes tomográficos de 2 mm.

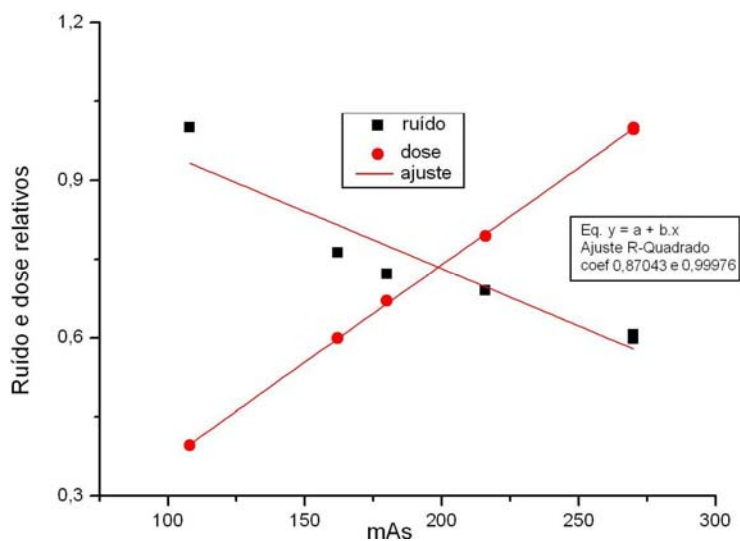


Figura 21 - Variação do nível de ruído e da dose relativos, em função do mAs, em cortes tomográficos de 10 mm.

Na Tabela 7 encontram-se descritos os pontos de otimização extraídos da Figura 20 e 21. A intersecção entre ruído e dose relativos nos gráficos é utilizada para estabelecer o mAs otimizado.

Tabela 7 – Relação de otimização entre ruído e dose

<i>Tipo de exame</i>	<i>Espessura de corte (mm)</i>	<i>mAs do protocolo</i>	<i>mAs otimizado</i>	<i>Redução(%)</i>
Crânio ST	2	270	226	17,4
Crânio FP	10	216	192	11,1

4.3 – Avaliações de dose

A Tabela 8 apresenta os resultados de DSE e DA para determinados órgãos cranianos no simulador antropomórfico para protocolo adulto e pediátrico. A última coluna apresenta a redução de dose proveniente do exame pediátrico, quando comparado com o adulto. Os detalhes de cada um destes protocolos estão descritos na Tabela 9.

Tabela 8 – Resultado das DA e DSE medidas no simulador antropomórfico RANDO Alderson com dosímetros TLD-LiF realizadas no equipamento de TC Sytec-3000i da General Electric (GE).

Região	Dose para protocolo adulto (mGy)	Dose para protocolo infantil (mGy)	Redução (%)
Cristalino esquerdo	29,38	22,41	23,70
Cristalino direito	23,77	18,89	20,54
Tireóide	0,86	0,85	1,16
Retina esquerda	29,98	-	-
Retina direita	27,01	-	-
Ouvido interno esquerdo	23,98	-	-
Ouvido interno direito	23,99	-	-
Cerebelo Frontal 6	6,69	-	-
Cerebelo Direito 6	9,94	-	-
Cerebelo Esquerdo 6	5,92	-	-
Cerebelo Frontal 5	15,86	-	-
Cerebelo Direito 5	21,36	-	-
Cerebelo Esquerdo 5	18,38	-	-

Os números 5 e 6 correspondem às fatias 5 e 6 do crânio do simulador RANDO Alderson.

Tabela 9 - Protocolos de exames adultos e pediátricos para crânio no equipamento *GE Sytec 3000i* do Setor de Tomografia HC-BTU.

	Exames	mA	tempo (s)	n° de cortes	espessura de corte (mm)	incremento (mm)
Adulto	Crânio ST	80	2,7	10	10	10
	Crânio FP	100	2,7	6	2	4
Infantil	Crânio ST	60	2,7	10	10	10
	Crânio FP	80	2,7	6	2	4

5 – Discussão e Conclusão

O equipamento utilizado nos testes e nos ensaios de otimização possui algumas desvantagens em relação a tomógrafos de tecnologia mais avançada. No *Sytec-3000i* o tempo de aquisição para cada imagem é muito longo, o que aumenta também o tempo total que o paciente permanece na mesa. Este é um fator determinante que leva a movimentação de pacientes mais freqüentemente e que pode prejudicar a qualidade diagnóstica da imagem. É também um equipamento limitado em produzir imagens em diferentes planos anatômicos. Pode ser difícil representar na imagem pequenas lesões encontradas entre um corte tomográfico e o seguinte ¹⁹.

O tomógrafo Sytec 3000i não apresentou conformidade com dois testes de CQ neste estudo. O primeiro deles é o teste de alinhamento da mesa em relação ao gantry. Segundo a metodologia proposta pela Resolução 1016/05 a mesa deve possuir um desvio máximo de $\pm 5,0$ mm em relação ao centro do gantry. O resultado deste teste mostra um desvio de 9,0 mm. Recomenda-se que a equipe de engenharia responsável pela manutenção do equipamento corrija este desvio em sua próxima visita ao Departamento de Tomografia Computadorizada.

O segundo teste que apresentou uma não-conformidade é o teste de dose absorvida para protocolos de crânio. A Portaria 453/98 estabelece níveis de referência para a dose média em cortes múltiplos (MSAD), e para o protocolo de crânio este nível corresponde a 50 mGy. O resultado do teste mostrou um valor de 55,45 mGy para protocolos de crânio na Fossa-Posterior. Recomenda-se que seja feita uma alteração na técnica de exame para que a nova combinação de corrente e tempo forneça uma dose de acordo com os níveis de referência.

Os demais testes de CQ no equipamento de TC *Sytec 3000i* estão de acordo com a Portaria 453/98 e com a Resolução 1016/05. Para aqueles testes que não possuem valores absolutos de referência, como por exemplo, a resolução de alto contraste deve-se estabelecer outra forma de avaliação. Logo após o teste de aceitação do equipamento ou de alguma manutenção preventiva realiza-se um teste desses parâmetros para estabelecer-se a linha de base. E a partir destes valores de linha de base, acompanham-se possíveis degradações do sistema com o passar do tempo.

A grande preocupação no radiodiagnóstico é a dose proveniente de seus exames. Procedimentos de tomografia computadorizada envolvem doses relativamente

altas em relação a outras modalidades. Os protocolos sugeridos pelos fabricantes dos equipamentos muitas vezes visam à qualidade da imagem e não a redução de dose. Quando se trata de pacientes pediátricos, a falta de informações sobre a técnica adequada é um problema ainda maior. E a aplicação de protocolos para adultos em exames pediátricos pode comprometer sua expectativa ¹⁸.

O parâmetro que pode ser alterado mais facilmente para redução de dose, é o mAs. Por isso, esse trabalho conduziu um estudo de avaliação entre a melhor relação entre ruído na imagem e dose para protocolos de crânio adulto. Os resultados comprovam a técnica sugerida por Daros (2005), na qual o ponto de otimização é gerado através de uma relação gráfica entre ruído e dose relativos para os diferentes mAs ¹⁹. Os resultados mostram que mudanças no mAs reduzem a dose em 17,4% e 11,1% para protocolos de crânio na região supra-tentorial (ST) e da fossa posterior (FP), respectivamente.

No entanto, o equipamento *GE Sytec 3000i*, não permite a seleção dos valores de mAs otimizados (226 para exames de crânio ST; e 192 para exames de crânio FP) como apresentados na terceira coluna da Tabela 7. Este trabalho propõe que sejam adotados os valores mais próximas de mAs, cuja seleção é permitida no equipamento, no caso 216 mAs e 180 mAs, respectivamente. Tais escolhas proporcionam uma redução de dose ainda maior, e um nível de ruído que se encontra dentro dos níveis de referência presentes na literatura. Dessa forma, sugere-se que os resultados obtidos neste estudo sejam empregados na rotina clínica do HCFMB-UNESP.

O simulador antropomórfico RANDO Alderson, possui as dimensões de um homem padrão ¹⁵. No entanto, não foi levado em consideração que o crânio de pacientes adultos e pediátricos é distinto, porque, neste estudo, não foi considerado nenhum fator de absorção da radiação em estruturas do crânio e sim condições de retroespalhamento na superfície de entrada devido às técnicas dos protocolos estudados ¹⁸. Os resultados de DSE no cristalino e na tireóide para exames de crânio mostram-se menores para pacientes pediátricos em relação aos adultos devido a técnica que utiliza mAs também menores. Embora a variação de DSE para a tireóide seja de apenas 1,16% para o cristalino esse valores chegam a 20,54% e 23,70 % de redução.

Tendo em vista que os equipamentos de TC de última geração permitem diversas combinações de técnica capazes de gerar imagens de qualidade e doses

menores, espera-se que todos os serviços de radiodiagnóstico avaliem seus protocolos e aperfeiçoem suas técnicas.

Segundo o princípio da justificação sugerido pela Portaria 453/98, toda prática envolvendo radiações ionizantes deve ser justificada, e o benefício do uso deve ser superior ao detrimento causado pela exposição à radiação. Devem ser utilizadas, sempre que possível, outras modalidades menos ou pouco prejudiciais do diagnóstico por imagem, como o Ultrassom ou a Ressonância Magnética.

Referências Bibliográficas

- ¹ Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. The Essencial Physics of Medical Imaging. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2002
- ² Kalender WA. Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. 2nd ed. Erlangen: Publics Corporate Publishing; 2005.
- ³ Hsieh J. Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances. Washington: SPIE; 2003.
- ⁴ Cormack AM. Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications. J. Appl. Physics. 1963;54(9): 2722-7.
- ⁵ Curry TS, Dowtey JI, Murry RC. Christensen's Physics of Diagnostic radiology. 4th ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1990.
- ⁶ Lee CI, Haims AH, Monico PE, Brink JA, Forman HP. Diagnostic CT Scans: Assessment of patient, Physician, and Radiologist Awareness of Radiation Dose and Possible Risks. Radiology. 2004; 231(2): 393-8.
- ⁷ Mettler FA Jr, Wiest PW, Locken JA, et al. CT scanning: patterns of use and dose. J Radiol Prot. 2000;20:353-9.
- ⁸ Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria nº 453. Dispõe sobre as diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Brasília: Diário Oficial da União; 2 de junho de 1998.
- ⁹ Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Radiodiagnóstico médico: segurança e desempenho de equipamentos. Brasília: Editora Anvisa; 2005. p.83-96 (Resolução 1016/05).
- ¹⁰ Ahmed SN. Physics and Engineering of Radiation Detection. 1st ed. San Diego: Elsevier; 2007.
- ¹¹ Ruda W, Slone R. Review of Radiologic Physics. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Wiliams & Wilkins; 2003.
- ¹² Seeram E. Computer Tomography: Physical Principles, Clinical Applications and Quality Control. 2nd ed. Philadelphia: Saunders; 1994.
- ¹³ Droege RT, Morin RL. A practical method to measure the MTF of CT scanners. Med. Phys. 1982; 9(5): 758-60.

-
- ¹⁴ International Standard IEC 61223-2-6. Partt 2-6: Constancy tests. Imaging Performance of Computed Tomography x-ray equipment. 2nd ed; 2006.
- ¹⁵ Shrimpton PC, Wall BF, Fisher ES. The tissue equivalence of the Alderson Rando anthropomorphic phantom for x-rays of diagnostic qualities. *Phys Med Biol.* 1981; 26: 133–9.
- ¹⁶ Willis CE. Optimizing digital radiography of children. *Eur. J. of Radiol.* 2009; No. of Pages8.
- ¹⁷ Paterson A, Frush DP. Dose reduction in paediatric MDCT: general principles. *Clin Radiol.* 2007; 62(6): 507-17.
- ¹⁸ Pina DR, Duarte SB, Morcelli J, Carbi ED, Souza RT, Neto AC, et al. Controle de qualidade e dosimetria em equipamentos de tomografia computadorizada. *Radiologia Brasileira.* 2009; 42: 171-7.
- ¹⁹ Daros, K. A. C. Avaliação das doses de radiação X em exames pediátricos de tomografia computadorizada de crânio com base em estudo de otimização.[teste de doutorado]. São Paulo: Universidade Federal de São Paulo; 2005.