

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

"Júlio de Mesquita Filho"

INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS DE BOTUCATU

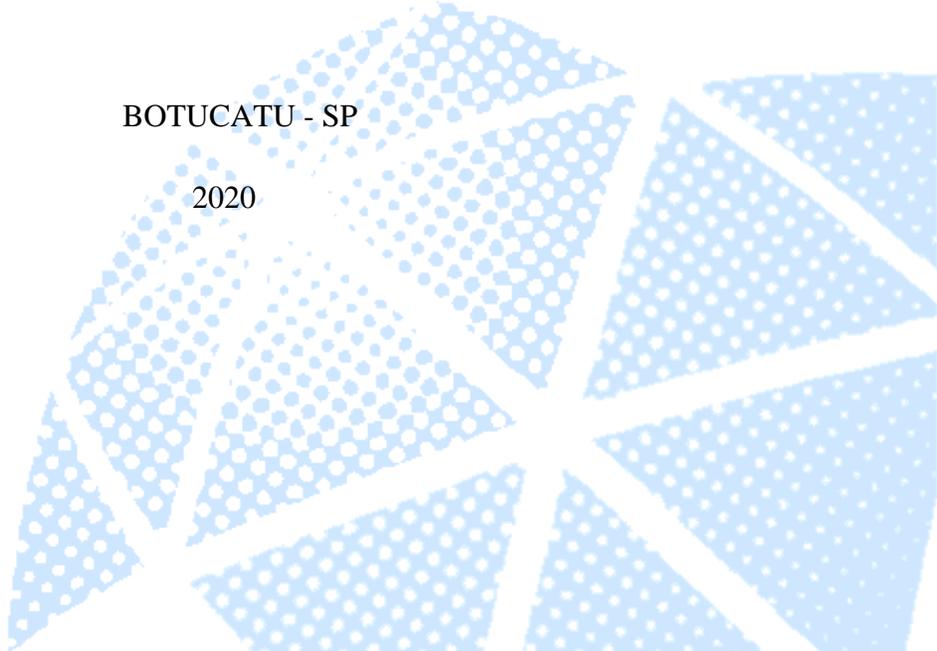
AVALIAÇÕES OBJETIVAS E SUBJETIVAS PARA OTIMIZAÇÃO
DE TÉCNICAS EM EXAMES DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE TÓRAX

SÉRGIO AUGUSTO SANTANA DE SOUZA

Orientadora: Professora Associada Diana Rodrigues de Pina

BOTUCATU - SP

2020



SÉRGIO AUGUSTO SANTANA DE SOUZA

**AVALIAÇÕES OBJETIVAS E SUBJETIVAS PARA OTIMIZAÇÃO DE TÉCNICAS EM
EXAMES DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE TÓRAX**

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências, Campus de Botucatu, UNESP, para obtenção do título de Mestre no Programa de Pós-Graduação em Biologia Geral e Aplicada, Área de concentração em Biologia Celular Estrutural e Funcional (BCEF).

Professora Associada Diana Rodrigues de Pina

BOTUCATU - SP

2020

S729a Souza, Sérgio Augusto Santana de
Avaliações objetivas e subjetivas para otimização de técnicas em exames de tomografia computadorizada de tórax / Sérgio Augusto Santana de Souza. -- Botucatu, 2020
51 p. : tabs.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Biociências, Botucatu
Orientador: Diana Rodrigues de Pina

1. Otimização. 2. modulação automática de corrente de tubo. 3. dose de radiação. 4. redução de dose. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca do Instituto de Biociências, Botucatu. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

Agradecimentos,

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

Aos meus pais, Sérgio e Raimunda, por todo o amor e apoio em todas as áreas da vida e por sempre acreditarem em mim. Vocês são minha inspiração.

À minha família por sempre estar presente e todo o carinho e atenção que sempre me deram.

À minha querida companheira, Isabel, por estar comigo em todos os momentos, sempre me apoiar e não me deixar desistir dos meus sonhos. Estarei sempre contigo.

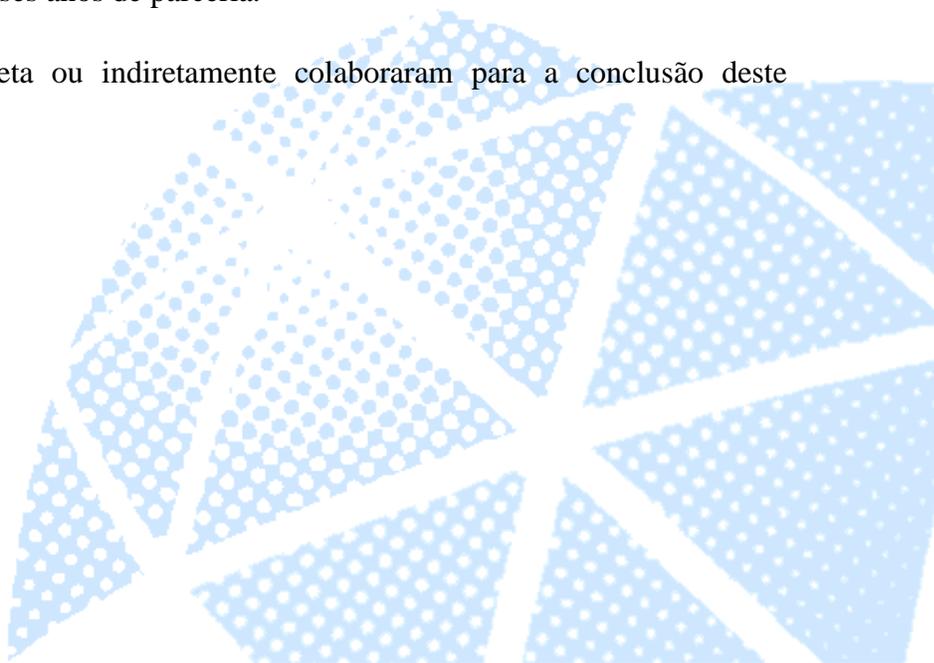
Aos meus queridos amigos que são minha segunda família, sempre vou carregá-los no coração.

À Prof.^a Diana Rodrigues de Pina pela oportunidade e votos de confiança em todos esses anos de orientação.

Ao Prof. José Ricardo de Arruda Miranda por toda a ajuda e orientação durante esses anos de parceria.

Aos meus colegas dos laboratórios LAFAR e BIOMAG por todo o ensinamento e companheirismo em todos esses anos de parceria.

A todos os que direta ou indiretamente colaboraram para a conclusão deste trabalho.



RESUMO

A tomografia computadorizada (TC) é uma técnica de obtenção de imagens radiológicas que permite a visualização de estruturas anatômicas de maneira seccional. No entanto, devido ao risco de câncer associado à radiação proveniente dos exames, são necessárias medidas de redução de dose. Deste modo, nosso objetivo é a otimização de protocolos de tórax em um tomógrafo *multislice*. A otimização foi baseada em análises objetivas e subjetivas da qualidade da imagem a fim de reduzir a dose de radiação sem comprometer a qualidade da imagem. Utilizamos um equipamento de TC *multislice* de 16 canais com modulação automática de corrente de tubo (MACT) e um fantoma analítico para avaliação objetiva. Foram selecionados seis protocolos com diferentes valores de desvio padrão (DP) de ruído da imagem. Desses, os protocolos 1, 2 e 3 são utilizados na rotina clínica (sendo que o 1 é o mais recomendado) para aquisição das imagens de exames de TC de tórax, e os protocolos 4, 5 e 6 são os protocolos testes adicionados. Os parâmetros avaliados foram: Resolução Espacial, Resolução de Baixo Contraste, Ruído e Dosimetria. Uma avaliação subjetiva da qualidade da imagem foi realizada por meio da Análise Gradativa visual (VGA) para garantir a qualidade da imagem dos protocolos otimizados. Entre os protocolos, selecionamos aqueles que produziram qualidade de imagem e dose aceitáveis. Os dados foram analisados com o teste de Tukey. Valores de $p < 0,05$ foram considerados estatisticamente significantes. O ruído não apresentou diferença entre os protocolos 2, 3 e 4. Para a resolução de baixo contraste não houve diferença entre nenhum dos seis protocolos. A resolução espacial avaliada através da Função de Transferência de Modulação (MTF) apresentou valores de MTF mais altos em associação com valores mais baixos de ruído, os protocolos com mais baixo valor de DP apresentaram valores maiores de MTF em relação a frequência espacial. Todas as medidas de dose dos protocolos 1, 2, 3 e 4 apresentaram diferença entre eles. Em relação ao CTDI os protocolos 2, 3 e 4 apresentaram, respectivamente, 22%, 44% e 62% menos dose, quando comparados ao protocolo 1, e em relação ao SSDE os protocolos 2, 3 e 4 apresentaram, respectivamente, 15,45%, 22,39% e 31,89% menos dose quando comparados ao protocolo 1. Após as avaliações objetivas, apenas os protocolos 2, 3 e 4 estavam aptos a serem incluídos na análise subjetiva, após comparação

com os níveis de referência diagnóstica. Os resultados da avaliação subjetiva através da análise VGA foram: protocolos 2 (Ótimo), 3 (Boa Qualidade) e 4 (Aceitável). Portanto, foram otimizados os protocolos de TC de tórax mais frequentemente utilizados na prática, seguindo os princípios ALARA (*As Low As Reasonable Achievable* - tão baixo quanto razoavelmente exequível) de redução de dose sem comprometer o diagnóstico.

Palavras-Chave: Otimização; modulação automática de corrente de tubo; dose de radiação; redução de dose.

ABSTRACT

Computed tomography (CT) is a technique for obtaining radiological images that allows the visualization of anatomical structures in a sectional manner. However, due to the risk of radiation-associated cancer from the scans, dose reduction measures are needed. Thus, our goal is the optimization of chest protocols in a multislice scanner. Optimization was based on objective and subjective image quality analyzes in order to reduce the radiation dose without compromising image quality. We used 16-channel multislice CT equipment with automatic tube current modulation (ATCM) and an analytical phantom for objective evaluation. Six protocols with different standard deviation (SD) values of image noise were selected. Of these, protocols 1, 2 and 3 are used in clinical routine (with 1 being the most recommended) for acquiring chest CT scan images, and protocols 4, 5 and 6 are the added test protocols. The parameters evaluated were: Spatial Resolution, Low Contrast Resolution, Noise and Dosimetry. A subjective assessment of image quality was performed using Visual Grading Analysis (VGA) to ensure the image quality of the optimized protocols. Among the protocols, we selected those that produced acceptable image quality and dose. Data were analyzed using the Tukey test. Values of $p < 0.05$ were considered statistically significant. Noise did not differ between protocols 2, 3 and 4. For low contrast resolution, there was no difference between any of the six protocols. The spatial resolution evaluated through the Modulation Transfer Function (MTF) presented higher MTF values in association with lower noise values, the protocols with lower DP value presented higher MTF values in relation to spatial frequency. All dose measurements of protocols 1, 2, 3 and 4 showed differences between them. In relation to CTDI, protocols 2, 3 and 4 presented, respectively, 22%, 44% and 62% less dose, when compared to protocol 1, and in relation to SSDE, protocols 2, 3 and 4 presented, respectively, 15, 45%, 22.39% and 31.89% less dose when compared to protocol 1. After the objective evaluations, only protocols 2, 3 and 4 were able to be included in the subjective analysis, after comparison with the diagnostic reference levels. The results of the subjective evaluation through the VGA analysis were: protocols 2 (Great), 3 (Good Quality) and 4 (Acceptable). Therefore, the most frequently used

chest CT protocols in practice were optimized, following the ALARA (As Low As Reasonable Achievable) principles of dose reduction without compromising the diagnosis.

Keywords: Optimization; automatic tube current modulation; radiation dose; dose reduction.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1. Esquema ilustrativo de um tubo de raios X, seus principais componentes e a produção de raios X (21)..... | 24 |
| Figura 2. Esquema ilustrativo de detector de radiação de gás xenônio (22)..... | 26 |
| Figura 3. Imagem que representa as medições da distância Látero-lateral (A) e da distância Anteroposterior (B) (12)..... | 29 |
| Figura 4. <i>Scouts</i> para planejamentos de aquisições de imagens de TC, as figuras A, B e C representam planejamentos para exames de encéfalo, tórax e coluna lombar, respectivamente..... | 16 |
| Figura 5. Representação do processo de modulação angular (xy), em (a) para cada rotação do gantry, a modulação da corrente do tubo é realizada em diferentes projeções nos planos x e y, as setas finas indicam a redução da corrente do tubo, em contra partida, as grossas representam as áreas sem redução de corrente do tubo. em (b) está representada a seleção da corrente do tubo efetiva, em miliamperagem, pelo operador para a realização do escaneamento dessa técnica..... | 20 |
| Figura 6. Representação da modulação longitudinal (z). em (a) a atenuação é medida pelo topograma (esquerda) e convertida na espessura equivalente a água (direita), permitindo que o operador escolha a qualidade da imagem pela seleção de diferentes níveis de ruído. em (B) após o operador selecionar o nível de ruído pré-determinado para o exame (esquerda) o software disponibiliza a modulação automática da corrente do tubo que será realizada para alcançar o nível de ruído desejado (23)..... | 22 |
| Figura 7. Equipamento de tomografia computadorizada multislice de 16 canais Toshiba Activion (Toshiba Medical Systems, Otawara, Japão), (Material elaborado pelo autor)..... | 32 |
| Figura 8. Imagem do fantoma analítico no qual foi realizada a avaliação objetiva de qualidade da imagem. O fantoma consiste de três seções diferentes: seção de alta resolução (A), seção de baixo contraste (B) e seção de ruído (C)..... | 33 |
| Figura 9. Exemplo de marcação de ROIs no fantoma analítico. Em (A) ROI no orifício de baixo contraste, em (B) ROI em segundo plano, permitindo o cálculo do CNR..... | 36 |
| Figura 10. Representação de padrões de barra onde são inseridas ROIs que medem o desvio padrão, permitindo o cálculo do parâmetro da MTF..... | 37 |
| Figura 11. Gráfico dos resultados da MTF em função da frequência espacial (ciclos • cm ⁻¹) para os seis protocolos testados..... | 42 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|--|----|
| Tabela 1. Valores de fatores de conversão para cada valor de soma de DLL e DAP dos pacientes para Fantomas com referência de 32 cm de CTDIvol. Nesta tabela DLL e DAP estão representados por “Lat” e “AP”, respectivamente..... | 31 |
| Tabela 2. Parâmetros de aquisição de imagem para os protocolos de exames de TC de tórax em pacientes adultos..... | 34 |
| Tabela 3. Comparação dos resultados dos parâmetros objetivos entre os protocolos testados..... | 41 |
| Tabela 4. Doses de radiação dos protocolos de TC do tórax. | 43 |
| Tabela 5. Comparação da qualidade da imagem do paciente entre os protocolos testados. Os valores representam as análises VGA considerando a pontuação de todos os observadores. | 44 |

LISTA DE EQUAÇÕES

$$CTDI_{vol} = 1 / pitch \times CTDI_W \quad \text{(Equação 1)} \dots\dots\dots 28$$

$$size\ specific\ dose\ estimate = SSDE = f_{size}^{32X} \times CTDI_{vol}^{32} \quad \text{(Equação 2)} \dots\dots 30$$

$$CNR = \frac{|S_A - S_B|}{\sigma_0} \quad \text{(Equação 3)} \dots\dots\dots 35$$

$$MTF(f) = \frac{\pi\sqrt{2}}{4} \cdot \frac{M(f)}{M_0}, \quad f \gg fc/3. \quad \text{(Equação 4)} \dots\dots\dots 37$$

$$M = \sqrt{M'^2 - N^2} \quad \text{(Equação 5)} \dots\dots\dots 37$$

$$N^2 = (N_p^2 + N_w^2)/2 \quad \text{(Equação 6)} \dots\dots\dots 37$$

$$M_0 = \frac{|CT_1 - CT_2|}{2} \quad \text{(Equação 7)} \dots\dots\dots 38$$

$$VGA = \frac{\Sigma S_c(O, i)}{N_i N_o} \quad \text{(Equação 8)} \dots\dots\dots 40$$

LISTA DE ABREVIACES

| | |
|---------------------|---|
| ALARA | As Low as Reasonably Achievable |
| CNR | Contrast-Noise Ratio |
| CTDI | Computed Tomography Dose Index |
| CTDI _{VOL} | Volume Computed Tomography Dose Index |
| DAP | Distância Anteroposterior |
| DLL | Distância Látero-lateral |
| DLP | Dose-Length Product |
| DP | Desvio Padrão |
| ICRP | International Commission on Radiological Protection |
| kVp | Quilovoltagem de Pico |
| mA | Miliamperagem |
| MACT | Modulação Automática de Corrente no Tubo |
| mGy | Miligray |
| MTF | Modulation Transfer Function |
| ROI | Region of Interest (Região de Interesse) |
| SSDE | Size-specific Dose Estimate |
| TC | Tomografia Computadorizada |
| TLD | Thermoluminescent Dosimeter |

UH Unidades de Hounsfield
VGA Visual Grading Analysis

SUMÁRIO

| | |
|---|----|
| 1. INTRODUÇÃO | 12 |
| 2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS | 15 |
| 2.1 Princípios Da Tomografia Computadorizada | 23 |
| 2.2 Componentes do Equipamento de Tomografia Computadorizada | 23 |
| 2.3 Agentes de Contraste | 27 |
| 2.4 Dosimetria | 28 |
| 2.4.1 <i>CTDI</i> | 28 |
| 2.4.2 <i>DLP</i> | 28 |
| 2.4.3 <i>DLL e DAP</i> | 28 |
| 2.4.4 <i>SSDE</i> | 29 |
| 2.5 Parâmetros Comumente Utilizados em Exames de TC | 15 |
| 3. MATERIAIS E MÉTODOS | 32 |
| 3.1 Materiais | 32 |
| 3.2 Métodos | 33 |
| 3.2.1 <i>Avaliação Objetiva Da Qualidade Da Imagem</i> | 35 |
| 3.2.2 <i>Análise Dosimétrica</i> | 38 |
| 3.2.3 <i>Avaliação Subjetiva Da Qualidade Da Imagem</i> | 38 |
| 4. ANÁLISE ESTATÍSTICA | 40 |
| 5. RESULTADOS | 40 |
| 5.1 Avaliação objetiva da qualidade da imagem | 40 |
| 5.2 Análise Dosimétrica | 42 |
| 5.3 Avaliação subjetiva da qualidade da imagem | 43 |
| 6. DISCUSSÃO | 44 |

| | | |
|----|--------------------------|----|
| 7. | CONCLUSÃO | 46 |
| 8. | REFERÊNCIAS | 47 |

1. INTRODUÇÃO

A Tomografia Computadorizada (TC) foi o primeiro método não invasivo a permitir a geração e visualização de cortes axiais, não sobrepostos, de estruturas anatômicas de um corpo humano. Foi desenvolvida pelo engenheiro inglês Godfrey Newbold Hounsfield em conjunto com o físico norte-americano Allan Comark. Por esse feito receberam o Prêmio Nobel de Fisiologia ou Medicina de 1979, e sua criação revolucionou o diagnóstico por imagem radiológica. Essa técnica tem sido amplamente utilizada, e desde sua implementação para aplicações clínicas em meados de 1970 o seu uso tem aumentado rapidamente (1, 2).

Apesar do exame de TC trazer grandes benefícios ao diagnóstico médico, emprega-se uma quantidade de radiação ionizante no paciente. Os raios X usados na TC possuem energia suficiente para retirar elétrons de átomos e moléculas do corpo humano, causando o fenômeno de ionização. Essa exposição à radiação em materiais biológicos produz radicais de hidroxila a partir da interação de raios X com moléculas de água. Além disso os raios X podem ionizar diretamente a molécula de DNA. A maior parte do dano induzido pela radiação é reparado por mecanismos celulares. No entanto, a quebra da dupla-hélice do DNA é de difícil reparação e ocasionalmente pode induzir mutações pontuais, translocações cromossômicas e fusões de gene, situações que estão relacionadas com a indução de neoplasias (2, 3). Exposições à radiação ionizante durante exames de imagem podem ser responsáveis pela indução de câncer, sendo responsáveis por 0,6-3,2% dentre todos os tumores malignos em 15 países desenvolvidos (4). Estes dados são preocupantes, visto que 70% das doses de radiação recebidas por pacientes em procedimentos médicos são oriundas de exames de TC (5).

Assim, esse aumento de exposição à radiação na população pode se tornar um problema de saúde pública no futuro (2). Tendo isso em vista, são necessárias medidas de redução de dose nesses exames seguindo o princípio ALARA (*as low as reasonably achievable* – “tão baixo quanto razoavelmente exequível”) que busca a realização de exames com doses baixas de radiação sem comprometer a qualidade do diagnóstico médico (6).

Diversos estudos avaliam as ferramentas de redução de dose de radiação nos exames de TC. A literatura aborda o uso de Modulação Automática de Corrente no Tubo (MACT) em Fantomas e a avaliação dos protocolos utilizados em instituições para realização de exames. Fuji et al. (2009), utilizou uma metodologia a partir de Fantomas antropomórficos adulto e pediátrico com dosímetros fotodiodos na região dos órgãos radiosensíveis com a reprodução de exames de tórax e de abdômen-pelve. Esse estudo compara as doses de radiação através do índice de dose em tomografia computadorizada (*Computed Tomography Dose Index - CTDI*), produto dose-comprimento (*Dose-Length Product - DLP*) e dose efetiva de acordo com a *International Commission on Radiological Protection ICRP 103 (7)* e *ICRP 60 (8)*, para distintos tomógrafos *multislice* com técnica de MACT (9).

Lee et al. (2011), fizeram um estudo retrospectivo de 100 exames consecutivos de abdômen-pelve de tomografia computadorizada de adultos. Os exames foram submetidos a ambas as técnicas de corrente modulada do tubo e de corrente fixa. Estes exames foram avaliados através do índice de dose em tomografia computadorizada volumétrico (*Computed Tomography Dose Index Volume - CTDIvol*) e DLP e da análise subjetiva e quantitativa da imagem. O estudo descreve como limitação do mesmo a falta do cálculo da dose efetiva associada aos protocolos estudados (10).

Sabarudin et al. (2014), dispuseram dosímetros termoluminescentes (Thermoluminescent Dosimeter - TLD) na posição dos órgãos radiosensíveis (Tireoide, coração, esôfago, pulmão, fígado, estômago, rim, cólon, gônadas, bexiga, medula óssea e pele) em um Fantoma antropomórfico *Alderson-Rando* adulto. O estudo comparou os resultados do protocolo padrão de corrente fixa com protocolos de MACT para exames de tórax e de abdômen-pelve. Esse estudo aborda ainda grandezas como dose absorvida, dose efetiva baseando-se na *ICRP 103 (11)* e *SSDE (SSDE - Size-Specific Dose Estimate)* no processo de avaliação da redução de dose destes exames (12).

Papadakis et al. (2014), apresentaram metodologia para avaliar diferentes faixas etárias e diferentes espessuras abdominais. Este estudo utiliza Fantomas antropomórficos que simulam pacientes recém-nascidos de 1 ano, 5 anos, 10 anos e adultos (Fantoma *Alderson-Rando*). Os

Fantomas de 10 anos e adultos receberam diferentes camadas de material *bolus* para representar diversas espessuras abdominais. E avaliam a qualidade da imagem pela análise quantitativa, distribuindo regiões de interesse (ROIs) em locais específicos da imagem utilizando a ferramenta *Image J*. Foram utilizados exames de rotina de cabeça, pescoço, tórax e abdômen-pelve com três diferentes técnicas MACT (*Weak, average e strong*) para região menos espessa e outras três para a região abdominal mais espessas, no qual concluiu-se que as doses podem aumentar muito com a variação da espessura anatômica. Papadakis et al. conclui que adultos e adultos sobrepeso podem se beneficiar da redução das doses em exames tomográficos pela técnica MACT (13).

A metodologia de Kanematsu et al. (2015) baseia-se na coleta prospectiva de dados de 128 pacientes consecutivos de tomografia computadorizada de corpo inteiro. Aqui foram testados três protocolos de corrente modulada do tubo, que se diferem apenas pela miliamperagem (mA) máxima possível. Para análise dos resultados, o estudo utiliza análise quantitativa e subjetiva das imagens, além da análise de dose pelo CTDIvol, DLP e dose efetiva (14).

Santos et al. (2015), propõe a avaliação de doses pré e pós a aplicação de *upgrades* nos protocolos da instituição. A partir de *Fantomas* antropomórficos de recém-nascido, 5 anos, 10 anos e adultos foram avaliadas a qualidade da imagem e comparadas as doses de radiação. Em uma segunda etapa, estes protocolos são aplicados à rotina da instituição, e uma avaliação pré e pós a aplicação dos protocolos é realizada. A qualidade destas imagens é avaliada quantitativamente a partir de ROIs e subjetivamente utilizando o método de avaliação gradativa visual (AGV) por radiologistas experientes. A mudança nos protocolos pré e pós ocorre por alteração de parâmetros como corrente do tubo, voltagem do tubo e a introdução da técnica de MACT (15).

Aplicações clínicas dessas técnicas possuem grande variação entre instituições o que ilustra a falta de padronização efetiva dos protocolos de exames (16). Dessa forma, torna-se essencial a determinação de protocolos de otimização para redução de dose nos pacientes, com as devidas padronizações.

Esta pesquisa teve como objetivo a otimização de protocolos de tórax em equipamentos de tomografia computadorizada *multislice*. A otimização foi realizada com base em análises objetivas e subjetivas de qualidade de imagem visando a diminuição de dose de radiação sem, contudo, comprometer a qualidade de imagem. Foram abordados ainda, neste estudo, a implementação e padronização desses protocolos na rotina clínica do setor de tomografia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB).

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Parâmetros Comumente Utilizados em Exames de TC

Os exames de tomografia computadorizada necessitam de um equilíbrio entre diversos parâmetros de aquisição de imagem para obtenção de exames com uma qualidade de imagem aceitável e baixa dose de radiação. Esses parâmetros são descritos a seguir:

2.1.1 Scout

Scouts são aquisições em projeção 2-D que geralmente precedem as aquisições das imagens de CT. A aquisição é adquirida com um tubo de raios X estático, o tubo de raios X é fixado, geralmente, em uma posição que produz uma aquisição frontal ou lateral do paciente. Um ou dois *scouts* são adquiridos antes do exame em si. A posição inicial do *scout* é determinada pelo operador do equipamento de CT durante o posicionamento do paciente na mesa antes do escaneamento. Isso pode ser alcançado com o auxílio de luzes de posicionamento a laser interna e externamente ao *gantry*. A extensão do *scout* é geralmente predefinida para protocolos específicos de aquisição e pode ser adaptada para cada exame, como por exemplo, exames de encéfalo, tórax e colunas, entre outros, conforme figura 4 (A, B e C). O *scout* é realizado a uma tensão intermediária do tubo (120 kV) e a uma baixa corrente do tubo (50–100 mA). A exposição à radiação associada para o paciente é pequena em comparação com a exposição à radiação da tomografia computadorizada. A qualidade da

imagem, particularmente a resolução espacial, dos *scout* é modesta em comparação com a das radiografias clínicas (17).



FIGURA 1. SCOUTS PARA PLANEJAMENTOS DE AQUISIÇÕES DE IMAGENS DE TC, AS FIGURAS A, B E C REPRESENTAM PLANEJAMENTOS PARA EXAMES DE ENCÉFALO, TÓRAX E COLUNA LOMBAR, RESPECTIVAMENTE.

2.1.2 *kVp*

A tensão de aceleração dos elétrons no tubo de raios X recebe o nome de quilovoltagem de pico (kVp). A seleção do kVp gera uma diferença de potencial no equipamento gerador de raios X. Quanto maior a diferença de potencial utilizada para acelerar os elétrons em direção do alvo, maior será a probabilidade de o elétron ser desacelerado no campo nuclear, propiciando a produção de mais fótons de raios X de maior energia (17).

2.1.3 *mAs*

O mA está relacionada a intensidade de elétrons que são emitidos por emissão termiônica nos filamentos (catodos). Uma vez que os elétrons deixam o filamento, estes serão acelerados pelo kVp em direção ao anodo, onde interagem com o alvo. O mA controla diretamente a intensidade do feixe de raios X gerado. Quanto maior o número de elétrons disponíveis no processo de interação, maior o número de fótons de raios X gerados (17).

2.1.4 Espessura de Corte

Próximo a cada arranjo de detectores existem pós-colimadores que determinam a espessura do corte. Espessuras de corte muito finas aumentam o número de cortes sobre a mesma área, e conseqüentemente, aumentam o índice de ruído da imagem. O tamanho do corte tem uma relação direta com a dose do exame, a eficiência da dose diminui com cortes finos. Um ponto importante é que o sinal ruído de uma imagem depende da espessura de corte exibida, e não da espessura do corte adquirida. Adquirir o corte mais fino possível é essencial para manter a resolução das reformatações multiplanares (18).

2.1.5 Incremento da Mesa

Consiste no espaço, em milímetros, estabelecido mediante o deslocamento da mesa entre cada corte em relação a uma determinada região anatômica (18).

2.1.6 Pitch

O *Pitch* é a relação entre a distância de incremento da mesa (mm) para uma rotação completa do *gantry* (local onde encontram-se todos os elementos necessários para registrar a transmissão dos dados do paciente) com a espessura de corte (mm) selecionada, é definido pela equação 1 (19).

$$PITCH = \frac{\text{Distância de incremento da mesa por cada rotação } 360^\circ \text{ do gantry}}{\text{Espessura de corte}} \quad (\text{EQUAÇÃO 1})$$

Onde, a distância de incremento da mesa por cada rotação 360° do gantry é a distância do deslocamento da mesa entre cada corte em uma rotação completa do gantry, e a espessura de corte é a colimação do feixe de raios X.

O pitch relaciona-se inversamente com a dose. O aumento do pitch promove diminuição do tempo de exposição e consequente diminuição da dose. Alterações no pitch interferem na qualidade da imagem, o aumento do pitch ocasiona na perda de resolução espacial da imagem. Casos de lesões que requerem colimações pequenas, um aumento no pitch pode impossibilitar a detecção destas lesões por causa da degradação do perfil de sensibilidade da seção (18,20).

2.1.7 Rotação do Tubo

Houve uma diminuição significativa dos tempos de rotação do gantry com o avanço da tecnologia tomográfica. Se o tempo de rotação diminui (rotação do gantry mais rápida), a exposição à radiação diminui, e o aumento da corrente do tubo é necessário para balancear a qualidade da imagem. Os menores tempos de rotação melhoram o contraste de pequenas lesões por diminuir o efeito de volume parcial (20).

2.1.8 Matriz

Consiste no número de pontos dispostos vertical e horizontalmente (eixos x e y) que determinam quantos pixels (menor elemento que forma uma imagem digital) e voxels (menor elemento em uma grade regular em um espaço tridimensional) compõe uma imagem. O tamanho da matriz é inversamente proporcional à dimensão dos pixels. Quanto maior a matriz, menor o tamanho do pixel e maior a resolução espacial (18).

2.1.9 FOV (Field of view – campo de visão)

O FOV é definido como o diâmetro máximo da imagem reconstruída. Constitui a região a partir da qual as medições de transmissão de raios X são registradas durante a digitalização. Sendo assim, responsável pela determinação do tamanho da área do objeto que será visualizado no estudo, é definido pela equação 2 (18).

$$FOV = \text{Dimensão de Pixel} \times \text{Dimensão de Matriz} \quad (\text{Equação 2})$$

Sendo, a dimensão do pixel, o tamanho da menor unidade que compõe uma imagem digital, e a dimensão da matriz, o tamanho da matriz composta por pixels.

A relação entre pixels, FOV e matriz pode ser visualizada na figura 2.

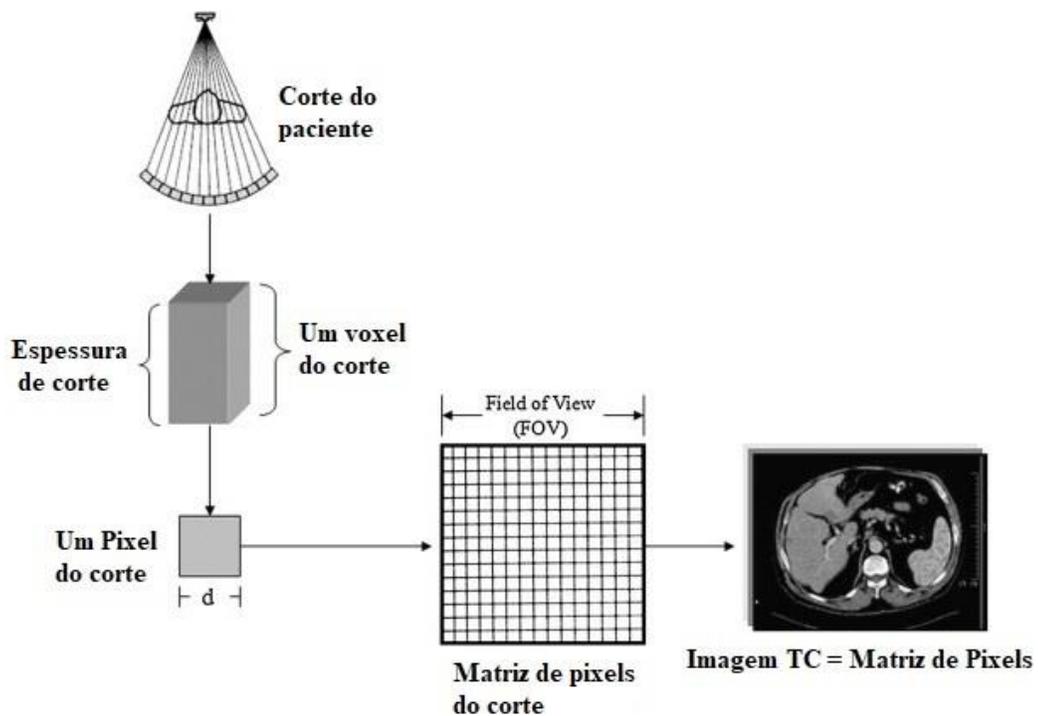


FIGURA 2. RELAÇÃO ENTRE DIMENSÃO DE PIXEL, FOV (FIELD OF VIEW - CAMPO DE VISÃO) E DIMENSÃO DE MATRIZ. À MEDIDA QUE O TAMANHO DA MATRIZ AUMENTA PARA O MESMO FOV, O TAMANHO DO PIXEL DIMINUI E A NITIDEZ DA IMAGEM AUMENTA. A IMAGEM DE TC (TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA) É COMPOSTA PELA MATRIZ DE PIXELS (21).

2.1.10 Modulação Automática de Corrente do Tubo (MACT)

É uma técnica muito utilizada para diminuição de dose em exames de CT. As técnicas de MACT utilizadas atualmente são a modulação longitudinal (z) e a modulação angular (xy).

Ambas as técnicas ajustam automaticamente a corrente do tubo com base no tamanho do paciente, perfil de atenuação da região examinada e outros parâmetros, como voltagem do tubo e velocidade da mesa, a fim de estabelecer um nível constante de ruído na imagem (13). Na modulação angular, a corrente do tubo é ajustada para minimizar os raios X nas projeções (ângulos) que tem menor importância na redução do ruído total da imagem (23, 24). Em regiões aonde a anatomia é expressivamente assimétrica (por exemplo, ombros), os raios X são menos atenuados na direção anteroposterior do que na direção lateral. Desta forma, o excesso de raios X na direção anteroposterior pode ser reduzido sem uma alteração brusca no nível de ruído da imagem, como descrito na Figura 5 (20).

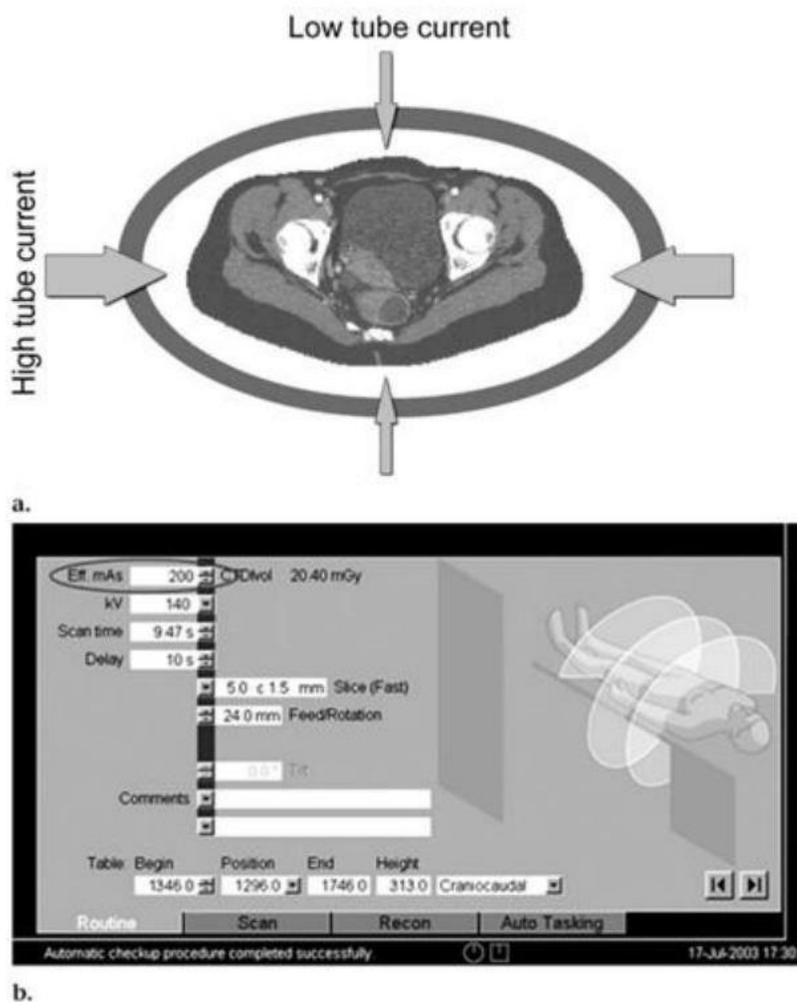
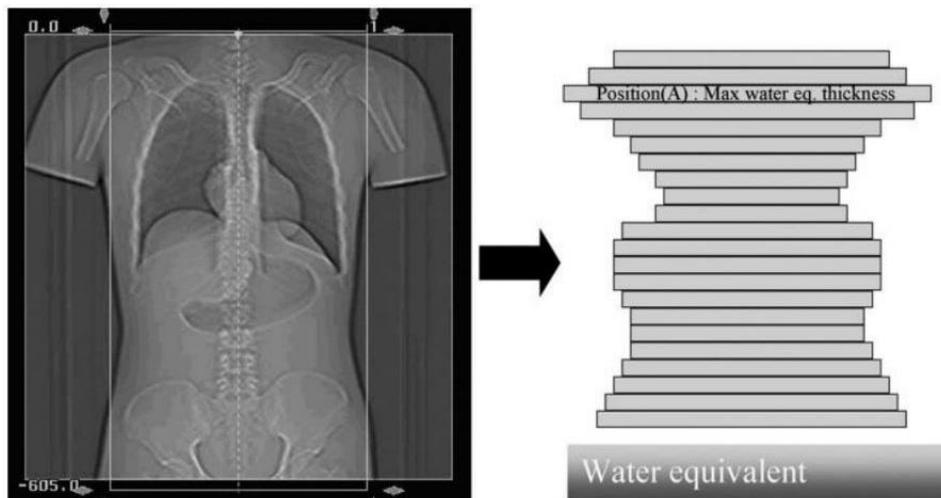


FIGURA 3. REPRESENTAÇÃO DO PROCESSO DE MODULAÇÃO ANGULAR (XY), EM (A) PARA CADA ROTAÇÃO DO GANTRY, A MODULAÇÃO DA CORRENTE DO TUBO É REALIZADA EM DIFERENTES PROJEÇÕES NOS PLANOS X E Y.

AS SETAS FINAS INDICAM A REDUÇÃO DA CORRENTE DO TUBO, EM CONTRA PARTIDA, AS GROSSAS REPRESENTAM AS ÁREAS SEM REDUÇÃO DE CORRENTE DO TUBO. EM (B) ESTÁ REPRESENTADA A SELEÇÃO DA CORRENTE DO TUBO EFETIVA, EM MILIAMPERAGEM, PELO OPERADOR PARA A REALIZAÇÃO DO ESCANEAMENTO DESSA TÉCNICA.

Na modulação longitudinal (z), a dose é alterada com base na espessura e na atenuação dos tecidos ao longo do comprimento do corpo do paciente, no plano z . A modulação longitudinal (z) altera a dose com base na espessura e na atenuação dos tecidos ao longo do comprimento do corpo do paciente, no plano z (23, 24). Por exemplo, em áreas com maior quantidade de estruturas ósseas, como na pelve e no tórax (na altura dos ombros), há necessidade de maiores valores de mA para obter uma imagem de qualidade aceitável. A modulação longitudinal aumentará o mA nestas regiões. Em áreas como abdômen superior, composto principalmente por tecidos moles, a modulação irá diminuir os valores de mA. Nessa técnica, a corrente do tubo é ajustada para manter a imagem bruta com o nível de ruído pré-selecionado pelo operador. Isto fornece um índice de dose que permite o operador selecionar a quantidade de ruído que estará presente nas imagens reconstruídas (23, 24). A modulação longitudinal mantém todas as imagens com níveis de ruído similares, independentemente do tamanho do paciente e da anatomia. O valor de índice de dose é aproximadamente igual ao ruído da imagem (desvio padrão) em uma região central de uma imagem de fantoma homogêneo (22). A modulação da corrente do tubo é determinada pelas atenuações e formato do *scout*, como ilustrado na figura 6 (20).



a.



b.

FIGURA 4. REPRESENTAÇÃO DA MODULAÇÃO LONGITUDINAL (Z). EM (A) A ATENUAÇÃO É MEDIDA PELO TOPOGRAMA (ESQUERDA) E CONVERTIDA NA ESPESURA EQUIVALENTE A ÁGUA (DIREITA), PERMITINDO QUE O OPERADOR ESCOLHA A QUALIDADE DA IMAGEM PELA SELEÇÃO DE DIFERENTES NÍVEIS DE RÚIDO. EM (B) APÓS O OPERADOR SELECIONAR O NÍVEL DE RÚIDO PRÉ-DETERMINADO PARA O EXAME (ESQUERDA) O SOFTWARE DISPONIBILIZA A MODULAÇÃO AUTOMÁTICA DA CORRENTE DO TUBO QUE SERÁ REALIZADA PARA ALCANÇAR O NÍVEL DE RÚIDO DESEJADO (20).

Os equipamentos mais modernos de tomografia estão equipados com ambas a técnicas de modulação, modulação longitudinal (x) e angular (xy) (22). Esta associação varia a corrente do tubo durante cada rotação do gantry ao longo do eixo z do paciente. Desta forma, a dose de radiação é ajustada de forma específica para a atenuação do paciente ao longo dos três eixos (10).

2.2 Princípios Da Tomografia Computadorizada

Essa técnica baseia-se no direcionamento de um feixe de raios X colimado ao paciente, em forma de “leque”. Conforme o conjunto fonte de raios X e detector realizam uma varredura através do paciente, as estruturas internas do corpo atenuam o feixe de raios X pelas diferentes densidades de massa e número atômico. A intensidade da radiação detectada varia de acordo com o padrão de atenuação, e um perfil de projeção é formado. Ao final de várias sequências de varredura há a formação de um grande número de projeções; o processamento computacional dessas projeções envolve a superposição de cada projeção para formar uma imagem das estruturas anatômicas naquele corte. O valor de cada incremento relaciona-se com o coeficiente de atenuação total do caminho percorrido pelos raios X através do tecido. Através da utilização de equações simultâneas, obtêm-se uma matriz de valores, que representa a anatomia de uma secção transversal (23). A possibilidade de obtenção de cortes com espessura menor que 1mm (tecnologia *submilimeter*) permite o pós-processamento digital, a partir da Reformatação Multiplanar (MPR), das imagens em 2D no plano axial para obtenção de cortes nos planos coronal e sagital ou mesmo tornando-as em imagens 3D com alto grau de resolução (17).

2.3 Componentes do Equipamento de Tomografia Computadorizada

O equipamento de tomografia computadorizada é composto por três componentes principais: O *Gantry*, a mesa e o computador (18, 19).

2.3.1 *Gantry*

O *gantry* é o local onde encontram-se todos os elementos necessários para registrar a transmissão dos dados do paciente, é formado pelo tubo gerador do feixe de raios X, um anel de detectores de radiação, colimadores e a grade antidifusora (18, 19), os quais, são descritos a seguir:

A. O Tubo de raios X é responsável pela produção de radiação ionizante que incidirá sobre o objeto de interesse. Os raios X são produzidos a partir do choque de elétrons acelerados em um alvo (anodo) de alto número atômico (elemento com grande número de prótons, como o tungstênio ou molibdênio) resultando na formação de raios X (1%) e calor (99%). A liberação dos elétrons ocorre no cátodo, em função da energia térmica fornecida ao filamento, processo denominado emissão termiônica. O ajuste da intensidade do feixe de elétrons (quantidade de raios X) é dado pela intensidade da corrente do tubo de raios X (mA) (18). Com a aplicação de uma corrente de alta tensão (kV) no tubo de raios X, os elétrons serão repelidos do cátodo e atraídos pelo ânodo. Os elétrons são desacelerados no ânodo, e sua energia é convertida em calor e raios X (18). Na figura 1, são ilustrados os componentes principais do tubo de raios X, assim como a formação dos raios X (25).

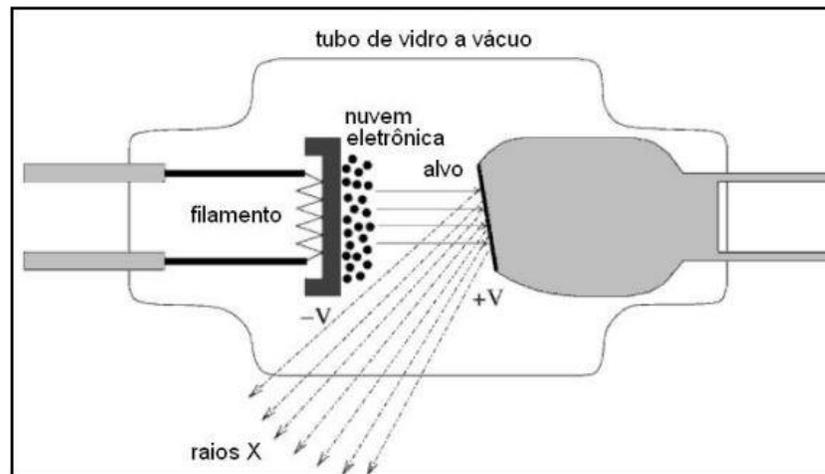


FIGURA 5. ESQUEMA ILUSTRATIVO DE UM TUBO DE RAIOS X, SEUS PRINCIPAIS COMPONENTES E A PRODUÇÃO DE RAIOS X (25).

O tubo de raios X usa um anodo desenvolvido para suportar e dissipar cargas elevadas de calor, que devido ao grande número de ciclos de aquisição, é comum um sistema de arrefecimento forçado com água ou óleo (17).

- B. Os colimadores de feixe possuem a função de identificar e limitar os feixes de raios X apenas para a área de interesse radiológica, o que conseqüentemente diminui a área irradiada e o espalhamento de radiação (17).
- C. A grade antidifusora são filtros que atuam reduzindo a radiação espalhada no receptor de imagem, quanto menor a radiação espalhada, melhor a qualidade de imagem adquirida (17).
- D. Os detectores são tão importantes quanto o tubo de raios X, e suas principais características estão relacionadas com eficiência, estabilidade e velocidade. Existem basicamente dois tipos de detectores, os de cristais luminescentes compostos por Iodeto de sódio acoplados a câmaras fotomultiplicadoras, e os detectores de câmara de ionização que são constituídos de pequenos tubos que contém gás nobre, que em presença de radiação sofrem ionização e produzem corrente elétrica (17). Nesse caso, o gás é confinado em células longas e finas entre duas placas metálicas. As placas metálicas de um detector de gás nobre, como por exemplo o xenônio, devem ser posicionadas em uma orientação fixa em respeito a fonte de raios X, afim de obter sua melhor eficiência, conforme ilustra a Figura 2. O volume do 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 se desloquem para os eletrodos, onde a carga elétrica é coletada (26).

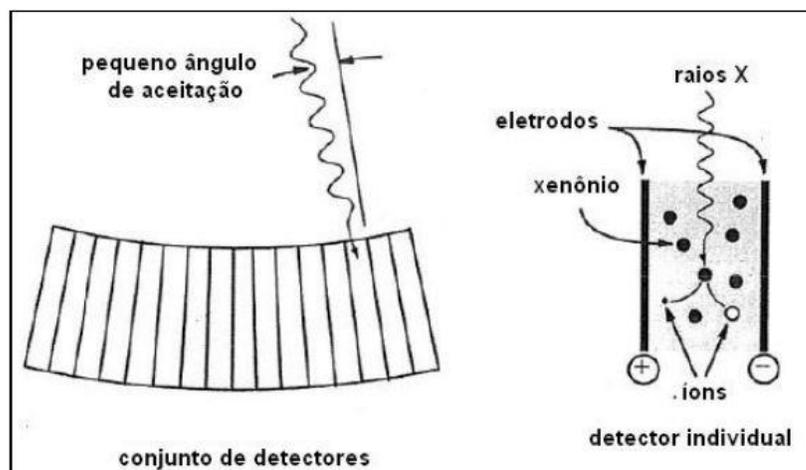


FIGURA 6. ESQUEMA ILUSTRATIVO DE DETECTOR DE RADIAÇÃO DE GÁS XENÔNIO (26).

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 (26).

2.3.2 Mesa

A mesa, onde o paciente é acomodado movimenta-se em direção a abertura do *gantry*, e durante o exame, possuem o movimento de subida e descida para acomodar o paciente. Em geral conseguem suportar pacientes de até no máximo 220 kg (18, 19).

2.3.3 Workstation

A workstation é responsável por todo o processamento de dados, reconstrução da imagem tomográfica com base nas informações obtidas nos detectores e exibição das imagens em monitores (24).

2.4 Agentes de Contraste

Os exames em uma TC podem conter ou não contraste dependendo do caso clínico do paciente, da estrutura ou órgão a ser avaliado e/ou o tipo de lesão a ser estudado. O contraste iodado é o contraste utilizado na TC. Essa substância permite maior definição às imagens tomográficas, o que melhora a qualidade da informação morfológica fornecida pela TC (17).

Os contrastes podem ser divididos em: 1) O contraste iodado de alta osmolalidade que possui osmolalidade muito superior ao plasma (6 a 8 vezes), são constituídos de contrastes iônicos, possuem maior risco de causar efeitos adversos; 2) O contraste iodado de baixa osmolalidade, possuem osmolalidade abaixo do grupo anterior, entretanto possuem osmolalidade de 2 a 3 vezes maior que ao plasma, sua maioria é composta de contrastes não iônicos; 3) Contraste iodado isosmolar, possui osmolalidade igual ao plasma, teoricamente deveria oferecer menos riscos em relação a efeitos adversos, no entanto existe controvérsia entre os estudos. O contraste utilizado rotineiramente é o contraste de baixa osmolalidade não iônico (17)

Apesar de seus benefícios, o contraste pode produzir reações adversas. A incidência de reações adversas ao contraste não iônico é estimada em 1 a 3%, enquanto que em reações consideradas somente graves é de 0,04% (17). Essas reações adversas podem ser classificadas quanto ao seu mecanismo etiológico, grau de severidade e tempo decorrido após a administração do contraste, como por exemplo, as reações alérgicas ou de hipersensibilidade, reações quimiotáxicas, de grau de severidade leve, moderado ou grave e agudas ou tardias em relação ao tempo decorrido após a sua administração. Deste modo, são necessárias algumas medidas preventivas para reduzir a ocorrência e gravidade dessas reações adversas como levantamento dos fatores de risco, escolha do tipo de contraste, averiguação acerca de drogas utilizadas pelo paciente, medicação profilática, avaliação do estado geral do paciente, preparo quanto à hidratação e jejum, atenção aos aspectos emocionais do paciente, intervalo de pelo menos 48 horas entre as administrações, dose da substância do contraste, entre outros (17).

2.5 Dosimetria

2.5.1 *Índice de Dose em Tomografia Computadorizada (Computed Tomography Dose Index – CTDI)*

O CTDI é um índice de dose relacionado a distribuição da dose de radiação absorvida pelo tecido em um corte tomográfico. Mais especificamente, o CTDI representa a dose absorvida média, ao longo do eixo z, a partir de uma série de irradiações consecutivas, que são os cortes na tomografia. É medido a partir de uma TC axial com uma rotação completa do tubo de raios X, e é calculado dividindo a dose absorvida integrada pela colimação total nominal do feixe.

O $CTDI_{vol}$ por sua vez representa a dose de radiação absorvida média ao longo das direções x, y e z resultantes de uma série de cortes consecutivos. O $CTDI_{vol}$ se relaciona com o CTDI como descrito na Equação 1(12):

$$CTDI_{vol} = 1 / pitch \times CTDI_W \text{ (EQUAÇÃO 3)}$$

2.5.2 *Produto Dose-comprimento (Dose Length-product – DLP)*

O DLP é produto do $CTDI_{vol}$ (mGy) pelo comprimento do tecido escaneado (cm). Está relacionado com o total de energia ionizante transmitida no tecido (12).

2.5.3 *Distância Látero-lateral (DLL) e Distância Anteroposterior (DAP)*

A DLL (Distância Látero-lateral) é a medida em centímetros que se refere a medição da distância lateral de uma estrutura, como a de um fantoma ou até mesmo uma região anatômica. O DLL pode ser visualizado na Figura 3 (A) (12).

A DAP (Distância Anteroposterior) é a medida em cm que se refere a medição da distância entre a parte anterior e posterior de uma estrutura. O DAP pode ser visualizado na Figura 3 (B) (12).

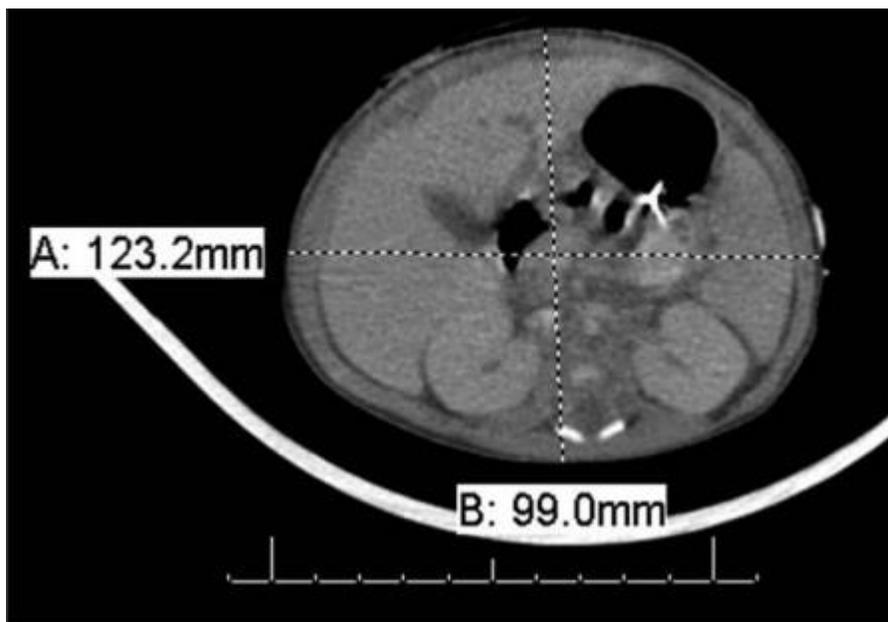


FIGURA 7. IMAGEM QUE REPRESENTA AS MEDIÇÕES DA DISTÂNCIA LÁTERO-LATERAL (A) E DA DISTÂNCIA ANTEROPOSTERIOR (B) (12).

2.5.4 Estimativa de Dose Tamanho-específica (*Size-Specific Dose Estimate – SSDE*)

O SSDE é definido como uma estimativa de dose incidida no paciente. O SSDE leva em consideração correções baseadas no tamanho do paciente, utilizando-se dimensões lineares medidas no paciente ou nas imagens do paciente.

O SSDE pode ser calculado com base na seguinte Equação 2 (12):

$$\textit{size specific dose estimate} = \textit{SSDE} = f_{\textit{size}}^{32X} \times \textit{CTDI}_{\textit{vol}}^{32} \quad (\text{EQUAÇÃO 4})$$

Nesta equação o $\textit{CTDI}_{\textit{vol}}$ é o informado pelo aparelho de TC com referência de um fantoma de 32 cm. O $\textit{CTDI}_{\textit{vol}}$ é multiplicado por um fator de conversão que pode ser obtido a partir da Tabela 1 utilizando-se a soma do DLL e DAP do paciente (12).

TABELA 1. VALORES DE FATORES DE CONVERSÃO PARA CADA VALOR DE SOMA DE DLL E DAP DOS PACIENTES PARA FANTOMAS COM REFERÊNCIA DE 32 CM DE CTDI_{VOL}. NESTA TABELA DLL E DAP ESTÃO REPRESENTADOS POR “LAT” E “AP”, RESPECTIVAMENTE.

| Lat+AP Dim (cm) | Effective Dia (cm) | Conversion Factor |
|----------------------------|-------------------------------|------------------------------|
| 16 | 7.7 | 2.79 |
| 18 | 8.7 | 2.69 |
| 20 | 9.7 | 2.59 |
| 22 | 10.7 | 2.50 |
| 24 | 11.7 | 2.41 |
| 26 | 12.7 | 2.32 |
| 28 | 13.7 | 2.24 |
| 30 | 14.7 | 2.16 |
| 32 | 15.7 | 2.08 |
| 34 | 16.7 | 2.01 |
| 36 | 17.6 | 1.94 |
| 38 | 18.6 | 1.87 |
| 40 | 19.6 | 1.80 |
| 42 | 20.6 | 1.74 |
| 44 | 21.6 | 1.67 |
| 46 | 22.6 | 1.62 |
| 48 | 23.6 | 1.56 |
| 50 | 24.6 | 1.50 |
| 52 | 25.6 | 1.45 |
| 54 | 26.6 | 1.40 |
| 56 | 27.6 | 1.35 |
| 58 | 28.6 | 1.30 |
| 60 | 29.6 | 1.25 |
| 62 | 30.5 | 1.21 |
| 64 | 31.5 | 1.16 |
| 66 | 32.5 | 1.12 |
| 68 | 33.5 | 1.08 |

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo retrospectivo foi delineado com a aprovação do comitê de ética da Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Medicina de Botucatu (protocolo n° CAAE 54284616.0.0000.5411).

3.1 Materiais

Foi utilizado um equipamento de tomografia computadorizada *multislice* de 16 canais Toshiba *Activion* (Toshiba Medical Systems, Otawara, Japão), que pode ser visualizado na figura 7 com modulação automática de corrente de tubo (MACT) de imagens de TC.



FIGURA 8. EQUIPAMENTO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA MULTISLICE DE 16 CANAIS TOSHIBA ACTIVION (TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS, OTAWARA, JAPÃO), (MATERIAL ELABORADO PELO AUTOR).

Foi utilizado também um fantoma analítico para avaliação de parâmetros objetivos (27). Esse fantoma consiste em três seções diferentes: uma seção com um padrão de barras para resolução espacial, uma seção com estruturas de baixo contraste e uma terceira seção homogênea para medições de ruído de imagem, conforme ilustra a figura 8. Os testes de resolução espacial foram medidos com a primeira seção do fantoma, conforme figura 8.A, composta por grupos de barras colocadas em acrílico. Cada grupo é composto por um conjunto de cinco barras cheias de água. O tamanho das barras de cada grupo diminui de comprimento: 1,6 mm, 1,3 mm, 1,0 mm, 0,8 mm, 0,6 mm, 0,5 mm. Os testes de baixo contraste foram medidos com a segunda seção do fantoma, conforme figura 8.B, que é composto por uma série de cinco orifícios com diâmetros diferentes (10,0, 7,5, 5,0, 3,0 e 1,0 mm). A seção para medições de ruído pode ser observada na figura 8.C.

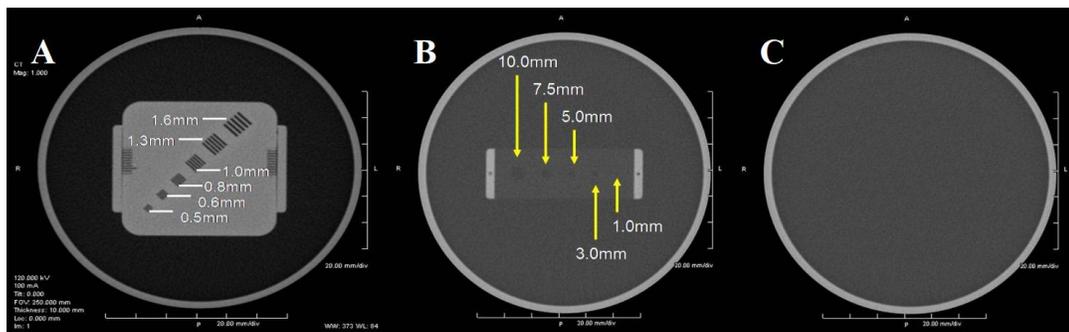


FIGURA 9. IMAGEM DO FANTOMA ANALÍTICO NO QUAL FOI REALIZADA A AVALIAÇÃO OBJETIVA DE QUALIDADE DA IMAGEM. O FANTOMA CONSISTE DE TRÊS SEÇÕES DIFERENTES: SEÇÃO DE ALTA RESOLUÇÃO (A), SEÇÃO DE BAIXO CONTRASTE (B) E SEÇÃO DE RUÍDO (C).

3.2 Métodos

Nesse trabalho, foram selecionados seis protocolos para otimização. Três desses, já comumente utilizados na rotina clínica (protocolos 1, 2 e 3,) e três protocolos testes adicionados (4, 5 e 6). Todos os protocolos usaram técnicas de Modulação Automática de Corrente no Tubo, contendo diferentes valores de desvio padrão do ruído da imagem, único

parâmetro alterado dentre os protocolos, enquanto que, os demais parâmetros de aquisição permaneceram inalterados, como descrito na tabela 2:

TABELA 2. PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO DE IMAGEM PARA OS PROTOCOLOS DE EXAMES DE TC DE TÓRAX EM PACIENTES ADULTOS.

| Protocolos | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
|--------------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Colimação (mm) | 16 × 1,0 | 16 × 1,0 | 16 × 1,0 | 16 × 1,0 | 16 × 1,0 | 16 × 1,0 |
| Espessura de Corte (mm) | 5,0 | 5,0 | 5,0 | 5,0 | 5,0 | 5,0 |
| Espessura de Reconstrução (mm) | 2,0 | 2,0 | 2,0 | 2,0 | 2,0 | 2,0 |
| <i>Pitch</i> | 1,125 | 1,125 | 1,125 | 1,125 | 1,125 | 1,125 |
| Tempo de Rotação (s) | 0,75 | 0,75 | 0,75 | 0,75 | 0,75 | 0,75 |
| Voltagem do Tubo (kV) | 120 | 120 | 120 | 120 | 120 | 120 |
| Desvio Padrão | 7,5 | 8,75 | 10 | 11,5 | 12 | 15 |

Os protocolos selecionados são utilizados para realização de exames de tórax de pacientes com patologias não definidas, check-ups, acompanhamento de neoplasias, metástases e rastreamento pós-operatório.

Na aplicação desses protocolos o paciente é posicionado em decúbito dorsal com os braços erguidos e com a luz de posicionamento na região da fúrcula esternal. O exame é composto por um *scout* duplo (uma imagem anteroposterior e uma imagem lateral) e uma fase, com e sem contraste, desde o ápice pulmonar até o final dos seios costofrênicos.

Os protocolos otimizados nesse estudo foram selecionados de acordo com os seguintes critérios:

- A. Protocolos com qualidade de imagem aceitável pelos métodos de análise objetiva: razão contraste-ruído (CNR – Contrast-Noise Ratio), função de modulação de transferência (MTF – Modulation Transfer Function) e ruído.
- B. Protocolos com as medições de dose mais baixas pelos métodos: índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI – Computed Tomography Dose Index), produto dose-comprimento (DLP – Dose-Length Product) e Estimativas de Dose Específica de Tamanho – (SSDE – Size-Specific Dose Estimate)
- C. Protocolos com qualidade de imagem aceitável pelos métodos de análise subjetiva após avaliação por radiologista.

3.2.1 Avaliação Objetiva Da Qualidade Da Imagem

Foram utilizados os seguintes parâmetros objetivos: baixo contraste, resolução espacial e ruído da imagem.

A análise de baixo contraste foi avaliada através do CNR na primeira seção do fantoma analítico. O CNR é definido como a diferença da intensidade média de sinal entre duas áreas adjacentes que determina diretamente a capacidade de distinção do sinal. É definido pela Equação 5 (28).

$$CNR = \frac{|S_A - S_B|}{\sigma_0} \quad (\text{EQUAÇÃO 5})$$

Onde S_A e S_B são as intensidades médias de sinal (números de CT), em duas áreas adjacentes, nas unidades de Hounsfield (HU) e σ_0 , o desvio padrão do plano de fundo. Foram

utilizadas Regiões de Interesse (ROIs) com 1,2 cm². Em ‘A’ ROI em orifício de baixo contraste, em ‘B’ ROI em área adjacente e em ‘C’ plano de fundo. O que Permite o cálculo do CNR para cada estrutura de baixo contraste, ilustrado na figura 9.

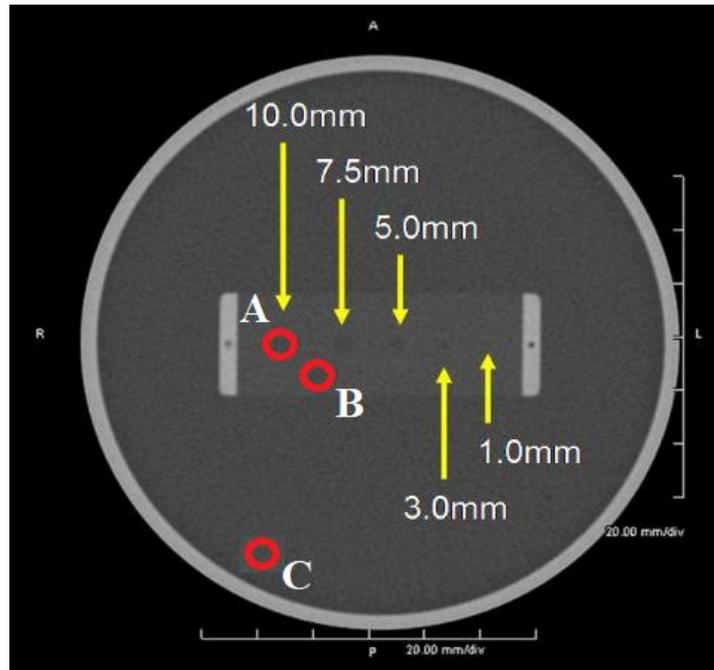


FIGURA 10. EXEMPLO DE MARCAÇÃO DE ROIS NO FANTOMA ANALÍTICO. EM ‘A’ ROI EM ORIFÍCIO DE BAIXO CONTRASTE, EM ‘B’ ROI EM ÁREA ADJACENTE E EM ‘C’ PLANO DE FUNDO. O QUE PERMITE O CÁLCULO DO CNR.

A resolução espacial foi medida através da avaliação da MTF (29), na segunda seção do fantoma analítico. A MTF foi calculada seguindo a metodologia descrita por Droege & Morin, 1982 (30). Esse método, extremamente prático, é ilustrado na figura 10.

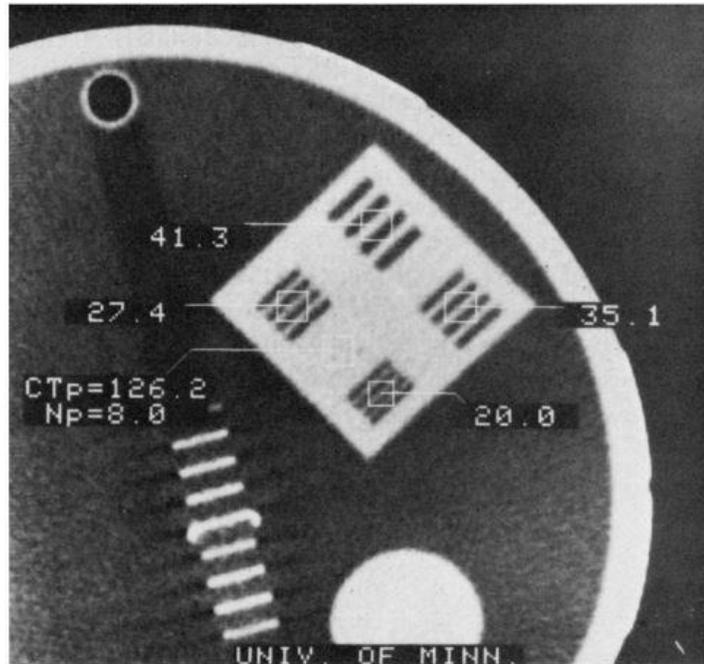


FIGURA 11. REPRESENTAÇÃO DE PADRÕES DE BARRA ONDE SÃO INSERIDAS ROIS QUE MEDEM O DESVIO PADRÃO, PERMITINDO O CÁLCULO DO PARÂMETRO DA MTF.

A MTF pode ser obtida através da seguinte equação 4.

$$MTF(f) = \frac{\pi\sqrt{2}}{4} \cdot \frac{M(f)}{M_0}, \quad f \gg fc/3. \quad (\text{EQUAÇÃO 6})$$

Onde, M é o desvio padrão corrigido dos valores de pixel em uma imagem e M_0 é a modulação de entrada. O parâmetro M é dado por:

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

Onde, M' é numericamente igual ao desvio padrão dos valores de pixel em uma imagem de padrão de barras, e sendo N o ruído existente na imagem do padrão de barras.

N pode ser calculado através da seguinte equação 6:

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

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

E a modulação de entrada M_0 que é calculada através da equação 7, a seguir:

$$M_0 = \frac{|CT_1 - CT_2|}{2} \quad (\text{EQUAÇÃO 9})$$

Onde, CT_1 é o número de CT para a seção de acrílico e CT_2 para a seção de água.

O ruído foi avaliado através do DP medido por ROIs circulares em diferentes pontos da terceira seção do fantoma analítico.

3.2.2 *Análise Dosimétrica*

Foram utilizadas três grandezas dosimétricas para descrever a dose de radiação em cada protocolo. O índice de dose em tomografia computadorizada volumétrico (*Computed Tomography Dose Index - CTDIvol*) e o produto dose-comprimento (*Dose-Length Product - DLP*) foram obtidos em cada relatório de dose dos exames dos pacientes fornecidos através do sistema do equipamento de TC. A Estimativas de Dose Tamanho-específica (*Size-specific Dose Estimate - SSDE*) é obtida através da relação do tamanho do paciente e do CTDIvol (31). A SSDE foi obtido multiplicando diretamente o CTDIvol por um fator de conversão de tamanho, conforme descrito anteriormente na equação 2 (12).

A partir dos parâmetros objetivos e da análise dosimétrica, foram selecionados os protocolos com a melhor relação de qualidade de imagem e doses mais baixas. Foram excluídos os protocolos com índices de doses superiores aos encontrados na literatura (29, 30), e os protocolos com altos níveis de ruído e baixo CNR, os quais poderiam comprometer a qualidade da imagem.

3.2.3 *Avaliação Subjetiva Da Qualidade Da Imagem*

A análise subjetiva foi realizada através da avaliação dos exames de tórax em 15 pacientes selecionados. Após a otimização dos seis protocolos pela técnica MACT, foram selecionados os três protocolos com menor dose e qualidade de imagem aceitável. Nesse procedimento, cada protocolo foi aplicado em cinco pacientes.

Os critérios de inclusão foram dimensões corporais semelhantes a um paciente padrão (1,75 m e 75 kg) na rotina clínica (20).

Os critérios de similaridade da dimensão corporal foram baseados nos diâmetros anteroposterior e lateral, os quais foram medidos em uma imagem axial de TC de pacientes (masculino, 75 Kg, 1,75 m).

Os critérios de exclusão foram exames cujos protocolos não seguiram o padrão de aquisição de imagens de rotina.

A qualidade da imagem do paciente foi avaliada independentemente por dois radiologistas com mais de 15 anos de experiência na interpretação de imagens de TC de tórax. A avaliação da qualidade da imagem foi avaliada de acordo com a Diretriz Europeia (33). A fase aprimorada com contraste foi a escolhida para essas análises. O ruído subjetivo, a resolução espacial subjetiva e a aceitabilidade diagnóstica foram classificados em uma escala de 5 pontos: +2: ideal; +1 de boa qualidade; 0: aceitável; -1: baixa qualidade; -2: inaceitável (32, 33).

Os especialistas da área de radiologia pontuaram a visibilidade de estruturas essenciais nas imagens de TC de tórax após meios de contraste intravenosos (por exemplo, parede torácica inteira, aorta, veia cava, coração, parênquima pulmonar e vasos), reprodução visualmente nítida da aorta torácica e a capacidade de distinguir a fronteira entre a pleura e a parede torácica. Além disso, foi realizada uma análise de classificação visual (*Visual Grading Analysis - VGA*) para criar um índice de qualidade exclusivo de acordo com a Equação 4 (32, 33):

$$VGA = \frac{\Sigma S_c, (O, i)}{N_i N_o}$$

(EQUAÇÃO 10)

Onde, S_c é a pontuação individual para cada observador O e os critérios de imagem i , N_i é o número total de critérios de imagem e N_o é o número total de observadores.

4. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Médias e medianas foram calculadas para todas as medidas objetivas. As diferenças entre as médias dos diferentes protocolos foram analisadas pelo teste de *Tukey*. Os dados apresentaram uma distribuição normal. Valores de $p < 0,05$ foram considerados estatisticamente significantes.

5. RESULTADOS

5.1 Avaliação objetiva da qualidade da imagem

Os parâmetros objetivos estão apresentados na tabela 3. Comparando o ruído, não houve diferença significativa entre os protocolos 2, 3 e 4 ($p > 0,05$).

O baixo contraste avaliado pelo CNR apresentou correlação inversa ao ruído, como pode ser visto na tabela 3, mas não houve diferença significativa entre todos os protocolos ($p > 0,05$).

TABELA 3. COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS DOS PARÂMETROS OBJETIVOS ENTRE OS PROTOCOLOS TESTADOS.

| Protocolos | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
|-------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|------------|
| Ruído (HU) | 5,87±0,84 | 5,89±0,74 | 6,95±0,69 | 7,75±0,55 | 8,08±0,74 | 10,38±0,70 |
| CNR | 0,72±0,64 | 0,55±0,59 | 0,54±0,21 | 0,43±0,14 | 0,36±0,87 | 0,24±0,36 |

CNR, razão contraste-ruído; HU, unidade de Hounsfield.

Em relação à resolução espacial avaliada pela MTF, os resultados dos seis protocolos testados estão ilustrados na figura 11. O MTF é uma grandeza relativa, apresenta valores entre 0 e 1, portanto, é medido em função da frequência espacial (ciclos • cm⁻¹). Protocolos com DPs mais altos apresentaram valores mais baixos de MTF em função da frequência espacial.

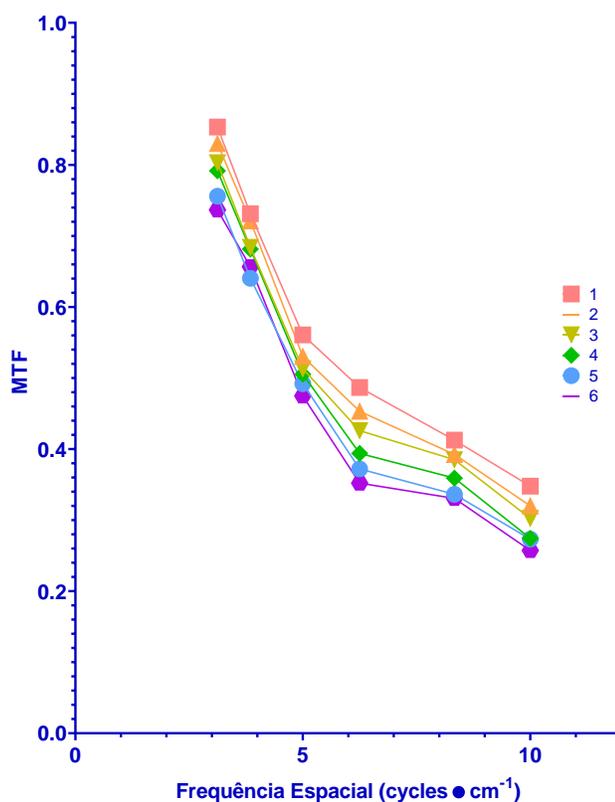


FIGURA 12. GRÁFICO DOS RESULTADOS DA MTF EM FUNÇÃO DA FREQUÊNCIA ESPACIAL (CICLOS • CM⁻¹) PARA OS SEIS PROTOCOLOS TESTADOS.

Foram excluídos os protocolos 5 e 6, por apresentarem níveis mais altos de ruído, baixos valores de CNR e baixos valores de MTF em função da frequência espacial que poderiam comprometer a qualidade da imagem quando realizados em pacientes.

5.2 Análise Dosimétrica

As doses de radiação dos protocolos 1, 2, 3 e 4 selecionados pela avaliação objetiva de qualidade de imagem estão ilustradas na tabela 4. Os valores de CTDIvol, DLP, SSDE e

Tempo de corrente no tubo (mAs) apresentaram diferenças significativas entre os quatro protocolos ($p < 0,05$).

TABELA 4. DOSES DE RADIAÇÃO DOS PROTOCOLOS DE TC DO TÓRAX.

| Protocolos | 1 | 2 | 3 | 4 |
|---------------------------------|----------------|---------------|---------------|---------------|
| CTDI _{VOL} (mGy) | 18,2 ± 1,66 | 14,2 ± 2,13 | 10,2 ± 2,64 | 6,9 ± 1,96 |
| DLP (mGy cm) | 646,13 ± 15,14 | 535,2 ± 17,37 | 418,6 ± 14,97 | 310,5 ± 14,44 |
| SSDE (mGy) | 43,61 ± 0,38 | 36,71 ± 0,88 | 27,88 ± 0,57 | 21,94 ± 0,49 |
| Tempo de Corrente no Tubo (mAs) | 285,33 ± 1,55 | 240 ± 1,44 | 184 ± 1,73 | 144 ± 1,67 |

SSDE, estimativas de dose tamanho-específica; DLP, produto dose-comprimento; CTDI_{vol}, índice de dose em tomografia computadorizada volumétrico.

Excluimos o protocolo 1 por apresentar alto valor de CTDI_{vol} quando comparado à literatura (29, 30).

5.3 Avaliação subjetiva da qualidade da imagem

Dentre todos os protocolos avaliados apenas três foram incluídos na análise subjetiva dos pacientes. Os resultados da qualidade da imagem dos pacientes são apresentados na Tabela 5. Como esperado, podemos ver uma forte correlação inversa do ruído da imagem e da dose de radiação.

TABELA 5. COMPARAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM DO PACIENTE ENTRE OS PROTOCOLOS TESTADOS. OS VALORES REPRESENTAM AS ANÁLISES VGA CONSIDERANDO A PONTUAÇÃO DE TODOS OS OBSERVADORES.

| Protocolos | Resolução Espacial Subjetiva | Ruído Subjetivo | Visibilidade de Estruturas | Aceitabilidade Diagnóstica | Total |
|-------------------|-------------------------------------|------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|---------------|
| 2 | 1,8 | 1 | 1,4 | 2 | Ótimo |
| 3 | 1 | 0,4 | 0,7 | 1,2 | Boa Qualidade |
| 4 | 0,2 | -0,8 | -0,3 | 0,6 | Aceitável |

+2: Ótimo; +1: Boa Qualidade; 0: Aceitável; -1: Baixa qualidade; -2: Inaceitável.

6. DISCUSSÃO

O nível de ruído é um parâmetro fundamental no escopo da qualidade da imagem, sendo que um menor nível de ruído implica na melhoria da qualidade da imagem e um maior nível de ruído implica em um menor nível de qualidade da imagem (16). Como esperado, protocolos com maior desvio padrão apresentaram maior nível de ruído na imagem. Não houve diferença estatística significativa entre os protocolos 2, 3 e 4 em relação ao ruído, embora a análise dos radiologistas tenha demonstrado diferenças na qualidade da imagem entre esses protocolos.

A detecção de baixo contraste é especialmente difícil principalmente devido à proximidade do número de TC de estruturas de baixo contraste e o fundo, além disso os altos níveis de ruído podem tornar essa detecção ainda mais difícil. Portanto, usamos o CNR para relacionar essas duas grandezas (16). Aqui, como esperado, o CNR apresentou uma correlação

inversa ao ruído. Assim, pode-se notar que quanto maior o ruído da vizinhança de uma ROI, menor o CNR o que dificulta a visualização do objeto (16).

A MTF expressa a habilidade de um sistema em representar o tamanho real de um objeto na imagem (30). Aqui, protocolos com os menores valores de desvio padrão apresentaram maiores valores de MTF em função da frequência espacial. Esses resultados significam que os protocolos com menores valores de desvio padrão possuem a capacidade de discernir pequenos objetos em relação ao fundo, como por exemplo, detectar pequenos nódulos o que é crucial para rastreamentos de câncer (28).

Os protocolos 2, 3 e 4 apresentaram dose de radiação semelhante aos níveis de referência diagnóstica (29, 30), enquanto o protocolo 1 apresentou valores discrepantes.

O CTDI representa a dose média absorvida, ao longo do eixo z, de uma série de irradiações consecutivas, que são as varreduras de TC (5). Para o CTDIvol os protocolos 2, 3 e 4 apresentaram, respectivamente, 22%, 44% e 62% menos dose, quando comparados ao protocolo 1.

O SSDE fornece um índice de dose mais preciso e seu uso também está relacionado à proteção contra radiação, pois leva em consideração as correções baseadas no tamanho do paciente, usando dimensões lineares medidas no paciente (5). Em relação ao SSDE, os protocolos 2, 3 e 4 apresentaram, respectivamente, 15,45%, 22,39% e 31,89% menos dose quando comparados ao protocolo 1.

O VGA é uma ótima técnica que permite avaliar quantitativamente a qualidade da imagem subjetiva (35). Neste estudo, todos os protocolos avaliados pelo VGA apresentaram aceitabilidade satisfatória para o diagnóstico clínico, segundo os radiologistas. O protocolo com o menor escore avaliado foi classificado como "aceitável", o que demonstra que, entre os protocolos selecionados, a redução de dose não diminuiu significativamente a qualidade da imagem. Todos tinham qualidade de imagem satisfatória com doses de radiação aceitáveis (29, 30), como recomenda o princípio ALARA.

Clinicamente, a ação mais importante é garantir a qualidade do diagnóstico e não a melhor qualidade de imagem possível. Qualquer redução de dose é válida desde que seja mantida a mesma confiabilidade do diagnóstico (16, 31).

7. CONCLUSÃO

Neste estudo, foram avaliados seis protocolos de tomografia computadorizada para exames de tórax para um processo de otimização baseado em análises objetivas e subjetivas da qualidade da imagem e medidas de dosimetria. Os protocolos otimizados foram aqueles que seguiram os princípios da ALARA, mantendo as doses de radiação o mais baixas possível sem comprometer o diagnóstico clínico. Após as avaliações subjetivas, três protocolos foram considerados otimizados com qualidade de imagem pelo menos “Aceitável”. A metodologia apresentada aqui pode ser usada em qualquer rotina clínica que utilize tomógrafos e também com estruturas anatômicas diferentes do tórax.

Agradecimentos: O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001. Agradecemos à toda a equipe técnica do serviço de Tomografia Computadorizada da Faculdade de Medicina de Botucatu.

8. REFERÊNCIAS

1. Diwakar M, Kumar M. A review on CT image noise and its denoising. *Biomed Signal Process Control* [Internet]. 2018;42:73–88. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.bspc.2018.01.010>
2. Tanoue LT. Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure. *Yearb Pulm Dis*. 2012;2009:154–5.
3. Brenner DJ. What we know and what we don't know about cancer risks associated with radiation doses from radiological imaging. *Br J Radiol*. 2014;87(1035):7–9.
4. De González AB, Darby S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: Estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet*. 2004;363(9406):345–51.
5. Linton OW, Mettler FA. National conference on dose reduction in CT, with an emphasis on pediatric patients. *Am J Roentgenol*. 2003;181(2):321–9.
6. Prasad KN, Cole WC, Haase GM. Radiation protection in humans: Extending the concept of as low as reasonably achievable (ALARA) from dose to biological damage. *Br J Radiol*. 2004;77(914):97–9.
7. ICRP International Commission on Radiological Protection. *Annals of the ICRP Annals of the ICRP*. ICRP Publication 92, annals of ICRP 28. 2003.
8. Dunster HJ. *Annals of the ICRP*.
9. Fujii K, Aoyama T, Koyama S, Yamauchi M. Radiation dose evaluation in 64-slice CT examinations with adult and paediatric anthropomorphic phantoms. 2009;82(December):1010–8.
10. Lee S, Yoon SW, Yoo SM, Ji YG, Kim KA, Kim SH, et al. Comparison of image quality

and radiation dose between combined automatic tube current modulation and fixed tube current technique in CT of abdomen and pelvis. *Acta radiol.* 2011;52(10):1101–6.

11. Sabarudin A, Mustafa Z, Nassir KM, Hamid HA, Sun Z. Radiation dose reduction in thoracic and abdomen-pelvic CT using tube current modulation: A phantom study. *J Appl Clin Med Phys.* 2015;16(1):319–28.
12. John M. Boone (The University of California D, Keith J. Strauss (Children’s Hospital B. AAPM Report No. 204. Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations. [Internet]. 2011. Available from: https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf
13. Papadakis AE, Perisinakis K, Damilakis J. Automatic exposure control in CT: the effect of patient size, anatomical region and prescribed modulation strength on tube current and image quality. *Eur Radiol.* 2014;24(10):2520–31.
14. Kanematsu M, Kondo H, Miyoshi T, Goshima S, Noda Y, Tanahashi Y, et al. Whole-body CT with high heat-capacity X-ray tube and automated tube current modulation - Effect of tube current limitation on contrast enhancement, image quality and radiation dose. *Eur J Radiol* [Internet]. 2015;84(5):877–83. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2015.01.019>
15. Santos J, Foley S, Paulo G, McEntee MF, Rainford L. The impact of pediatric-specific dose modulation curves on radiation dose and image quality in head computed tomography. *Pediatr Radiol.* 2015;45(12):1814–22.
16. Kubo T, Lin PJP, Stiller W, Takahashi M, Kauczor HU, Ohno Y, et al. Radiation dose reduction in chest CT: A review. *Am J Roentgenol.* 2008;190(2):335–43.
17. DANCE D, Christofides S, Maidment ADA, McLean ID, Ng KH. *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Medical Imaging: Principles and Practices.* 2012. 1–22 p.
18. Santos E, Nacif MS. *Manual de Técnicas em Tomografia Computadorizada.* 1st ed.

2009. 280 p.

19. Silverman PM, Kalender WA, Hazle JD. Common Terminology for Single and Multislice Helical CT. *Am J Roentgenol* [Internet]. 2001 May;176(5):1135–6. Available from: <http://www.ajronline.org/doi/10.2214/ajr.176.5.1761135>
20. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Schmidt B, Westerman BL, Morgan HT, et al. Techniques and Applications of Automatic Tube Current Modulation for CT. *Radiology*. 2004;233(3):649–57.
21. Seeram E. Computed tomography: Physical principles and recent technical advances. *J Med Imaging Radiat Sci* [Internet]. 2010;41(2):87–109. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmir.2010.04.001>
22. Kalra MK, Rizzo S, Maher MM, Halpern EF, Toth TL, Shepard J-AO, et al. Chest CT Performed with Z-Axis Modulation: Scanning Protocol and Radiation Dose. *Radiology*. 2007;237(1):303–8.
23. BUSHONG SC. CIENCIA RADIOLOGICA PARA TECNOLOGOS: Física, Biologia e Proteção. 9th ed. São Paulo; 2011.
24. Garib DG, Raymundo Jr. R, Raymundo MV, Raymundo DV, Ferreira SN. Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. *Rev Dent Press Ortod e Ortop Facial* [Internet]. 2007 Apr;12(2):139–56. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1415-54192007000200018&lng=pt&tlng=pt
25. Syed Ahmed. *Physics and Engineering of Radiation Detection*. 1st ed. 2007. 800 p.
26. JT B, JA S, EM L, JM B. *The Essential Physics of Medical Imaging*. 2nd ed. 2002.
27. Liu RR, Prado K, Gillin M. Simplified “on-couch” daily quality assurance procedure for CT simulators. *J Appl Clin Med Phys*. 2009;10(3):49–55.

28. Sookpeng S, Martin C, Butdee C. The investigation of dose and image quality of chest computed tomography using different combinations of noise index and adaptive statistic iterative reconstruction level. *Indian J Radiol Imaging* [Internet]. 2019;29(1):53. Available from: <http://www.ijri.org/text.asp?2019/29/1/53/255220>
29. Akbari SM, Ay MR, Asl ARK, Ghadiri H, Zaidi H. Experimental measurement of Modulation Transfer Function (MTF) in five commercial CT scanners. *IFMBE Proc.* 2010;29:351–4.
30. Droege RT, Morin RL. A practical method to measure the MTF of CT scanners. *Med Phys.* 1982;9(5):758–60.
31. Klosterkemper Y, Appel E, Thomas C, Bethge OT, Aissa J, Kröpil P, et al. Tailoring CT Dose to Patient Size: Implementation of the Updated 2017 ACR Size-specific Diagnostic Reference Levels. *Acad Radiol* [Internet]. 2018;25(12):1624–31. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.acra.2018.03.005>
32. Roch P, Célier D, Dessaud C, Etard C. Using diagnostic reference levels to evaluate the improvement of patient dose optimisation and the influence of recent technologies in radiography and computed tomography. *Eur J Radiol* [Internet]. 2018;98(June 2017):68–74. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2017.11.002>
33. Bongartz G, Jurik AJ et al. European Guidelines on Quality Criteria for Multislice Computed Tomography. *Comm Eur* [Internet]. Available from: <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/mainindex.htm>
34. De Crop A, Bacher K, Van Hoof T, Smeets P V., Smet BS, Vergauwen M, et al. Correlation of Contrast-Detail Analysis and Clinical Image Quality Assessment in Chest Radiography with a Human Cadaver Study. *Radiology.* 2011;262(1):298–304.
35. Precht H, Tingberg A, Waaler D, Outzen CB. New developed DR detector performs radiographs of hand, pelvic and premature chest anatomies at a lower radiation dose and/or a higher image quality. *J Digit Imaging.* 2014;27(1):68–76.