

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

INSTITUTO DE BIOCIÊNCIAS

NADINE HELENA PELEGRINO BASTOS MAUÉS

**Otimização de Protocolos de Abdômen-pelve em Tomografia Computadorizada
Multislice Utilizando Associações de Avaliações Subjetivas e Objetivas**

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Campus de Botucatu, para obtenção do título de Mestre em Farmacologia e Biotecnologia.

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

Botucatu

2017

NADINE HELENA PELEGRINO BASTOS MAUÉS

**Otimização de Protocolos de Abdômen-pelve em Tomografia Computadorizada
Multislice Utilizando Associações de Avaliações Subjetivas e Objetivas**

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Campus de Botucatu, para obtenção do título de Mestre em Farmacologia e Biotecnologia.

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

Botucatu

2017

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CÂMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ROSEMEIRE APARECIDA VICENTE-CRB 8/5651

Maués, Nadine Helena Pelegrino Bastos.

Otimização de protocolos de abdômen-pelve em tomografia computadorizada Multislice utilizando associações de avaliações subjetivas e objetivas / Nadine Helena Pelegrino Bastos Maués. - Botucatu, 2017

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Instituto de Biociências de Botucatu

Orientador: Diana Rodrigues de Pina

Capes: 20904002

1. Protocolos médicos. 2. Abdome - Tomografia. 3. Pelve - Tomografia. 4. Radiação - Dosagem.

Palavras-chave: Corrente modulada; Dose de radiação; Redução de dose; Tomografia computadorizada.

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora, Prof.^a Dr.^a Diana Rodrigues de Pina, pela oportunidade e confiança. Agradeço por toda ajuda e por ter acreditado em mim e neste trabalho. Registro aqui o meu muitíssimo obrigada. Sem seu apoio esta conquista não seria possível.

Ao Prof. Dr. José Ricardo de Arruda Miranda por todo o auxílio acadêmico. Agradeço por todas as considerações do exame de qualificação, que permitiram que este trabalho amadurecesse.

Ao Prof. Dr. Sergio Marrone Ribeiro, pela participação direta nas avaliações deste trabalho, todas sempre realizadas com excelência. Agradeço também por sua participação nas bancas do exame de qualificação e da defesa de dissertação e por todas as relevantes contribuições.

Ao Prof. Dr. Seizo Yamashita e ao Dr. André Petean Trindade pelas contribuições nos projetos do grupo LAFAR e pela implantação dos mesmos na esfera acadêmica desta instituição.

À Prof.^a Dr.^a Regina Moura pela sua participação na banca do exame de qualificação. Agradeço pelas suas observações, todas de grande importância para o fechamento deste trabalho.

À Dr.^a Maria de Fátima Magon por se disponibilizar para esta defesa de dissertação e contribuir com toda sua experiência na área. Agradeço pelo seu auxílio e de toda a equipe da Sapra Landauer.

À Dr.^a Yvone Maria Mascarenhas, da Sapara Landauer, por disponibilizar os dosímetros e suas respectivas leituras. Agradeço pelas suas contribuições durante todo o processo.

À Dr.^a Patrícia Nicolucci, pelas parcerias com o grupo LAFAR, por disponibilizar o fantoma antropomórfico e desta forma contribuir com a obtenção de dados desta pesquisa.

Aos amigos do Laboratório de Física Aplicada ao Radiodiagnóstico (LAFAR), por toda a ajuda e paciência: Allan, Ana Luiza, Ana Júlia, Fernando, Guilherme, Marcela, Maria Eugênia e Matheus.

Aos amigos do Laboratório Biomagnetismo (BIOMAG), pela convivência diária e discussões.

Ao Hospital das Clínicas de Botucatu (HCFMB) e à Faculdade de Medicina de Botucatu (FMB), por disponibilizar suas instalações e equipamentos.

Ao Programa de Pós-graduação em Farmacologia e Biotecnologia.

À CAPES pelo apoio Financeiro.

Ao meu companheiro e amigo Diego Petrocelli pela paciência e apoio em todos os momentos.

RESUMO

A tomografia computadorizada (TC) é amplamente utilizada no diagnóstico e estadiamento de patologias da região de abdômen-pelve devido a sua alta sensibilidade e especificidade. A possibilidade de adquirir maior número de imagens em menor tempo e a maior disponibilidade de equipamentos levaram a um aumento significativo dos exames de TC e consequente aumento das doses efetivas globais fornecidas por esta modalidade. Desta forma, foram desenvolvidas ferramentas que buscam reduzir as doses de radiação dos exames sem perda da qualidade da imagem. Uma destas ferramentas é a modulação automática da corrente do tubo (*automatic tube current modulation* – ATCM), que permite a obtenção de exames que concordam com o princípio ALARA (*as low as reasonably achievable*). O objetivo deste estudo foi avaliar a qualidade da imagem e as doses de radiação de diferentes protocolos de TC de abdômen-pelve com a ferramenta ATCM. Foram avaliados cinco protocolos de TC de abdômen-pelve com a ferramenta ATCM em dois tomógrafos distintos, um 16-canal e um 64 canal. Foi utilizado um fantoma antropomórfico para avaliações dosimétricas e um fantoma analítico para avaliações objetivas de qualidade da imagem. Para a análise subjetiva da qualidade da imagem, foram utilizados 15 exames retrospectivos de pacientes submetidos a TC de abdômen-pelve. Estes exames foram avaliados por um radiologista com experiência na área de tomografia de abdômen. As três análises forneceram informações que possibilitaram a escolha de um protocolo otimizado. Os maiores valores de dose absorvida foram encontrados em estômago e baço, 56,06 e 44,88 mGy, respectivamente. A tireoide e o esôfago obtiveram as menores doses absorvidas, 0,49 e 0,61, respectivamente. Foram encontradas diferenças significativas entre as doses efetivas dos protocolos, com uma redução de 39,40%. Nível de ruído, baixo contraste e resolução espacial não diferiram significativamente ($p>0.05$). Na análise subjetiva, os cinco protocolos receberam score “ótimo/aceitável”, mas sem diferença significativa entre os parâmetros analisados ($p>0.05$). Com esta metodologia foi possível obter reduções de 39,4% das doses de radiação. Nossos protocolos foram baseados em estudos científicos e nossa metodologia pode ser reproduzida em qualquer rotina clínica com objetivo de otimizar os exames de TC.

Palavras-chave: tomografia computadorizada, corrente modulada, dose de radiação, redução de dose.

ABSTRACT

Computed tomography (CT) is widely used at diagnoses and follow-up of pathologies on abdomen-pelvic region with high level of sensitivity and specificity. The possibility of acquiring more images in a shorter time and the wide availability of equipment led to a significant increase in CT scans and consequent increase in the overall effective doses provided by this modality. In this way, some equipment features have been developed, such as automatic tube current modulation (ATCM). ATCM permits acquiring quality images with low radiation doses, agreeing with the ALARA principle (*as low as reasonably achievable*). The aim of this study was to assess the image quality and radiation dose of different CT abdomen-pelvic protocols with ATCM technique. We performed five different CT abdomen-pelvic protocols with ATCM technique. A 16-slice and 64-slice scanners were used. We used an anthropomorphic phantom for dosimetric measurements and an analytical phantom for objective image quality assessments for each protocol. For a subjective image quality analyses, 15 retrospective patients examinations were collected and analyzed by a radiologist. The three analyses promote information to choose an optimize protocol. The highest absorbed doses were found in stomach and spleen, 56.06 and 44.88 mGy, respectively. The thyroid and esophagus received the lowest absorbed dose values, 0.49 and 0.61 mGy, respectively. We found significantly difference in effective dose for all protocols, with a dose reduction of 39.4%. Noise, low contrast and spatial resolution did not significant differ between protocols ($p>0.05$). On the subjective analysis, all protocols received score range “Optimum/Acceptable”, but with no significant difference on parameters analyses ($p>0.05$). The radiation dose reduction with this methodology achieved 39.4%. Our protocols were based on scientific studies and our methodology can be reproduced in any clinical routine in order to optimize CT protocols in futures studies.

Keywords: computed tomography, dose reduction, radiation dose, tube current modulation.

Esta pesquisa foi desenvolvida no Laboratório de Física Aplicada ao Radiodiagnóstico (LAFAR), devidamente aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina de Botucatu (CEP) sob protocolo: CAAE 54284616.0.0000.5411.

Os exames retrospectivos de tomografia computadorizada utilizados neste estudo foram de pacientes do Hospital das Clínicas de Botucatu (HCFMB).

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Esquema demonstrando a nuvem de elétrons em um coletor e a emergência dos raios X.....	17
Figura 2 - Fantoma antropomórfico Alderson RANDO.....	20
Figura 3 - Fantoma analítico (imagem da esquerda) utilizado na extração dos parâmetros físicos de qualidade da imagem. (A) Módulo com padrões de barras, para análise de resolução espacial, escala de contraste, espessura de corte e alinhamento da luz de posicionamento; (B) Módulo com padrões de cilindros, para análise de baixo contraste e (C) Módulo homogêneo, análise de ruído e uniformidade	21
Figura 4 - TC de tórax com (A) janela de parênquima (WL:1500; WW: -600) e (B) janela de mediastino (WL:400; WW:40).....	24
Figura 5 - Modulação angular (xy). (a) Modulação da corrente do tubo é realizada em diferentes projeções nos planos x e y para cada da rotação do gantry. As setas finas indicam redução da corrente do tubo comparada as altas correntes (flechas grossas). (b) O operador seleciona a corrente do tubo efetiva, em miliamperagem, para realizar o scan com esta técnica.....	25
Figura 6 - Modulação longitudinal (z). (a) A atenuação é medida pelo topograma (esquerda) e convertida na espessura equivalente a água (direita), permitindo o operador escolher a qualidade da imagem pela seleção de diferentes níveis de ruído. (b) após o operador selecionar a corrente do tubo ou, mais apropriado, o nível de ruído pré determinado para o exame (esquerda), o software disponibiliza a modulação automática da corrente do tubo que será utilizada para alcançar o nível de ruído desejado.....	26
Figura 7 - Dimensões anteroposterior e lateral.....	29
Figura 8 - Fluxograma da metodologia	30
Figura 9 - Scout anteroposterior de fantoma antropomórfico AR (A) Abdômen superior, região desde a cúpula diafragmática até a crista ilíaca; (B) Abdômen total, desde a cúpula diafragmática até a sínfise púbica.....	31
Figura 10 - Doses absorvidas dos órgãos radiosensíveis para os cinco protocolos avaliados	37

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Correlação entre UH e aspecto da imagem das estruturas normais-----	18
Tabela 2 - Diferentes valores de wT segundo a ICRP 103-----	27
Tabela 3 - Parâmetros de aquisição para os protocolos de TC de abdômen-pelve avaliados -	30
Tabela 4 - Valores médios de dose para os protocolos de TC de abdômen-pelve avaliados--	38
Tabela 5 - Resultados da avaliação objetiva da qualidade da imagem -----	38
Tabela 6 - Resultados da avaliação subjetiva da qualidade da imagem -----	39

LISTA DE ABREVIATURAS

ALARA	As low as reasonably achievable
ATCM	Automatic tube current modulation
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CTDI _{vol}	Volume Computed Tomography Dose Index
D _A	Dose Absorvida
D _E	Dose Equivalente
DLP	Dose Length Product
E	Dose Efetiva
ICRP	International Commission on Radiological Protection
kV	Quilovoltagem
mA	Miliamperagem
mGy	Miligray
mSv	MiliSievert
NI	Noise Index
ROI	Region of interest (Região de interesse)
SD	Standard deviation
SSDE	Size-specific Dose Estimate
TC	Tomografia Computadorizada
TLDs	Dosímetros Termoluminescentes
UH	Unidades Hounsfield

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	12
2. OBJETIVOS	16
2.1. Objetivo geral	16
2.2. Objetivos específicos.....	16
3. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	17
3.1. Princípios físicos da tomografia computadorizada	17
3.2. Fantasmas	19
3.3. Exame tomográfico	21
3.4. Modulação automática da corrente do tubo	24
3.5. Como quantificar a exposição à radiação.....	27
4. METODOLOGIA	30
4.1. Protocolo de aquisição	30
4.2. Avaliação dosimétrica	32
4.3. Avaliação objetiva da qualidade de imagem.....	33
4.4. Avaliação subjetiva da qualidade de imagem	34
4.5. Análise estatística.....	36
5. RESULTADOS.....	37
6. DISCUSSÃO	40
7. CONCLUSÃO	43
8. REFERÊNCIAS	44

1. INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada (TC) foi inventada em 1963 pelo físico Allan M. Comack e pelo engenheiro Godfrey N. Hounsfield (1). Em 1972, Hounsfield criou o primeiro tomógrafo médico comercial com cortes de 13mm de espessura e destinado a exames de crânio (1). Esta tecnologia era capaz de adquirir 12 cortes em 35 minutos de aquisição (1). O invento da TC revolucionou os exames radiodiagnósticos por permitir uma visão transversal dos tecidos moles e demais estruturas anatômicas do corpo humano.

Nos últimos 44 anos a tomografia computadorizada evoluiu exponencialmente, com a introdução dos tomógrafos *multislice* se tornou possível adquirir imagens em menos de 1 minuto com pequenas espessuras (menos de 1mm de espessura). A evolução tecnológica da TC tornou-a um método de diagnóstico por imagem amplamente utilizado devido a sua rapidez e acessibilidade (2). A tomografia passou a ser o método de referência para diversas patologias, principalmente da região de abdômen-pelve (3).

O uso da TC no diagnóstico e estadiamento de patologias da região de abdômen-pelve tem grande importância devido a sua alta especificidade e sensibilidade (2,3). A TC possui alta sensibilidade no diagnóstico de cálculo renal, apendicite, metástase óssea e lesões intestinais e mesentéricas, com valores de 92%,100%, 71-100% e 82% respectivamente (2). Em 2008 e 2014, respectivamente, a *French-speaking Society of Medical Emergencies* e a *European Association of Urology* recomendaram o uso da tomografia computadorizada como o método diagnóstico de partida nos casos suspeitos de cólica renal (3). Nos casos de estadiamento para pacientes com câncer de ovário e no diagnóstico e estadiamento de lesões do pâncreas, a TC de abdômen-pelve é considerada a técnica diagnóstica *gold standard* (4,5).

A possibilidade de adquirir maior número de imagens em menor tempo e a maior disponibilidade de equipamentos levaram a um aumento significativo dos exames de TC. Em 1980 eram realizadas 3 milhões de tomografias, com um aumento para 62 milhões de exames em 2006 (5). Como consequência, houve aumento dos níveis de radiação ionizante recebidos pelos pacientes por esta modalidade, ocasionando um problema de saúde pública (5–7). Estima-se que em 1999 a contribuição da tomografia na dose efetiva recebida pelo público correspondia a aproximadamente 40% das exposições por exames de diagnóstico por imagem, em comparação a apenas 20% em 1990 (8).

Em 2000, a *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiations*, em relatório sobre a exposição médica a radiação, descreve que a TC representava, mundialmente, apenas 5% dos exames de diagnóstico por imagem mas contribuía com 34% do

total das doses efetivas recebidas pelo público (8). Em 2008 os exames de TC passaram a representar 15% de todos os exames de diagnóstico por imagem realizados (7,9). Estudos indicam que atualmente 70% das doses recebidas pela população, em exames diagnósticos, provêm dos exames de tomografia computadorizada (2,7,9,10). Além disso, 31% das doses anuais provenientes de procedimentos de imagens são derivados dos exames de tomografia de abdômen-pelve (5).

Esta situação gera preocupação devido aos altos níveis de radiação ionizante recebidos pelos pacientes, especialmente pediátricos, devido a conhecida associação entre a exposição à radiação ionizante e o risco de desenvolvimento de neoplasia (6,11,12). A *Food and Drug Administration (FDA)* e a *International Agency for Research on Cancer (IARC)* consideram os raios X utilizados na prática médica como agentes carcinogênicos para humanos (9). É estimado que a radiação proveniente da TC representa 1,5-2,0% de todos os cânceres dos Estados Unidos (US) e foi responsável por 29.000 casos de câncer em 2007 (9,13).

Desse modo, fica evidente a necessidade de implantação do princípio ALARA (*as low as reasonably achievable*), que busca a realização de exames com as menores doses de radiação possíveis sem comprometer a veracidade diagnóstica da imagem (3,14). O princípio ALARA busca balancear a qualidade do exame de diagnóstico de forma que permita um diagnóstico seguro, ao mesmo tempo que utiliza as doses mais baixas quanto razoavelmente exequíveis (3,14).

Com o avanço tecnológico dos tomógrafos, surgiram técnicas para otimização e redução de dose, como a técnica de modulação automática da corrente do tubo (*automatic tube current modulation – ATCM*). A ATCM permite a aquisição de imagens com baixas doses de radiação sem comprometer a qualidade da imagem (15,16). A ATCM ajusta automaticamente a corrente do tubo (mA) durante cada rotação do *gantry* de acordo com o tamanho do paciente e a atenuação da região (2,4). A corrente selecionada é a suficiente para atingir um nível específico de ruído pré determinado pelo operador (17). Estudos anteriores demonstraram que cerca de 60% das doses de radiação podem ser reduzidas com o uso da ATCM quando comparadas com a técnica da corrente fixa do tubo (2,3,18,19).

O sistema ATCM requer que o operador escolha o range de mA e o nível de ruído para cada exame de TC. Entretanto sem a determinação de protocolos otimizados o uso errôneo da técnica pode gerar doses que questionam o princípio ALARA ou gerar imagens de baixa qualidade que comprometem ou impossibilitam um diagnóstico médico seguro. Se torna necessário avaliar diferentes protocolos ATCM afim de selecionar as técnicas mais otimizadas.

Diversos estudos avaliam esta ferramenta de redução de dose de radiação nos exames de tomografia. A literatura aborda o uso de ATCM em fantasmas e a avaliação dos protocolos utilizados em instituições por exames retrospectivos ou prospectivos.

Fuji *et al.* (2009), utiliza uma metodologia a partir de fantasmas antropomórficos adulto e pediátrico com dosímetros fotodiodos na região dos órgãos radiosensíveis. Com a reprodução de exames de tórax e de abdômen-pelve, o trabalho compara as doses de radiação - através do $CTDI_{vol}$ (*Volume Computed Tomography Dose Index*), DLP (*Dose Length Product*) e dose efetiva de acordo com a *International Commission on Radiological Protection ICRP 103* (11) e ICRP 60 (20) - para diferentes tomógrafos multislice com técnica da corrente modulada do tubo (21).

Lee *et al.* (2011), fizeram um estudo retrospectivo de 100 exames consecutivos de abdômen-pelve de tomografia computadorizada de adultos. Os pacientes utilizam ambas as técnicas de corrente modulada do tubo e de corrente fixa. Estes exames são avaliados através do $CTDI_{vol}$ e DLP, 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 (15).

Papadakis *et al.* (2014), apresentam uma metodologia para avaliar diferentes faixas etárias e diferentes espessuras abdominais. Este estudo utiliza fantasmas antropomórficos que simulam pacientes recém-nascidos, 1 ano, 5 anos, 10 anos e adulto (Fantoma Alderson RANDO). Os fantasmas de 10 anos e adulto ganham diferentes camadas de material *bolus* para representar diversas espessuras abdominais. Avaliam a qualidade da imagem pela análise quantitativa, distribuindo regiões de interesse (ROIs) em locais específicos da imagem utilizando a ferramenta ImageJ (18). Aqui foram utilizados exames de rotina de cabeça, pescoço, tórax e abdômen-pelve com três diferentes técnicas ATCM (*fraca, média e forte*) 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 ATCM (18).

Sabarudin *et al.* (2015), avaliaram doses absorvidas com dosímetros termoluminescentes (TLDs) 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 compara os resultados do protocolo padrão de corrente fixa com protocolos de ATCM para exames de tórax e de abdômen-pelve. Além da dose absorvida, calcula-se a dose efetiva com base na ICRP 103 (11) e SSDE (*Size-specific*

Dose Estimate) no processo de avaliação da redução de dose destes exames (2). Foi encontrada uma redução de dose significativa para o protocolo ATCM quando comparado a técnica da corrente fixa. É descrito como limitação do estudo, a falta da realização de avaliações de qualidade da imagem como forma de validar as reduções encontradas no estudo (2).

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 $CTDI_{vol}$, DLP e dose efetiva estimada (16). Como limitação, Kanematsu *et al.* descreve a não obtenção das doses efetiva e absorvida reais, por não estarem disponíveis em estudos clínicos (16).

Santos *et al.* (2015), propõe a avaliação de doses pré e pós a aplicação de *upgrades* nos protocolos da instituição. A partir de fantasmas antropomórficos de recém-nascido, 5 anos, 10 anos e adulto 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 modulação automática da corrente do tubo (ATCM) (22).

Entretanto, a análise pela literatura se limita a uma ou duas metodologias por estudo, sem a integração de todas as informações necessárias para se otimizar técnicas tomográficas. É necessária uma otimização com base em parâmetros dosimétricos, que fornecem a dose efetiva e as doses absorvidas para cada órgão e tecido envolvido no exame. O estudo de parâmetros físicos de qualidade da imagem deve ir além de apenas análises de níveis de ruído, visto que o baixo contraste e a resolução espacial possuem papel fundamental nos exames de abdômen-pelve. A análise subjetiva consolida as avaliações por demonstrar, pela avaliação de um radiologista, que os parâmetros selecionados permitem um diagnóstico médico seguro e preciso.

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo geral

Esta pesquisa teve como objetivo a investigação da dose e da qualidade da imagem em diferentes protocolos de tomografia computadorizada de abdômen-pelve com a técnica da modulação automática da corrente do tubo.

A intenção deste estudo é trazer contribuições originais pela incorporação de diferentes metodologias como a análise de fantomas analítico e antropomórfico na determinação das técnicas otimizadas.

2.2. Objetivos específicos

1. Avaliação dos protocolos ATCM comumente utilizados na rotina clínica;
2. Obtenção da dose absorvida utilizando dosímetros termoluminescentes (TLDs) em fantoma antropomórfico;
3. Cálculo da dose efetiva através de metodologia baseada na ICRP 103;
4. Aquisição de imagens no fantoma analítico com os protocolos ATCM da rotina para determinação de parâmetros objetivos de qualidade de imagem como sensibilidade de baixo contraste, nível de ruído e resolução espacial;
5. Determinação de parâmetros subjetivos de qualidade de imagem através de inspeção visual realizada por um especialista da área de radiologia, com imagens retrospectivas do banco de dados;
6. Determinação do protocolo otimizado.

3. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

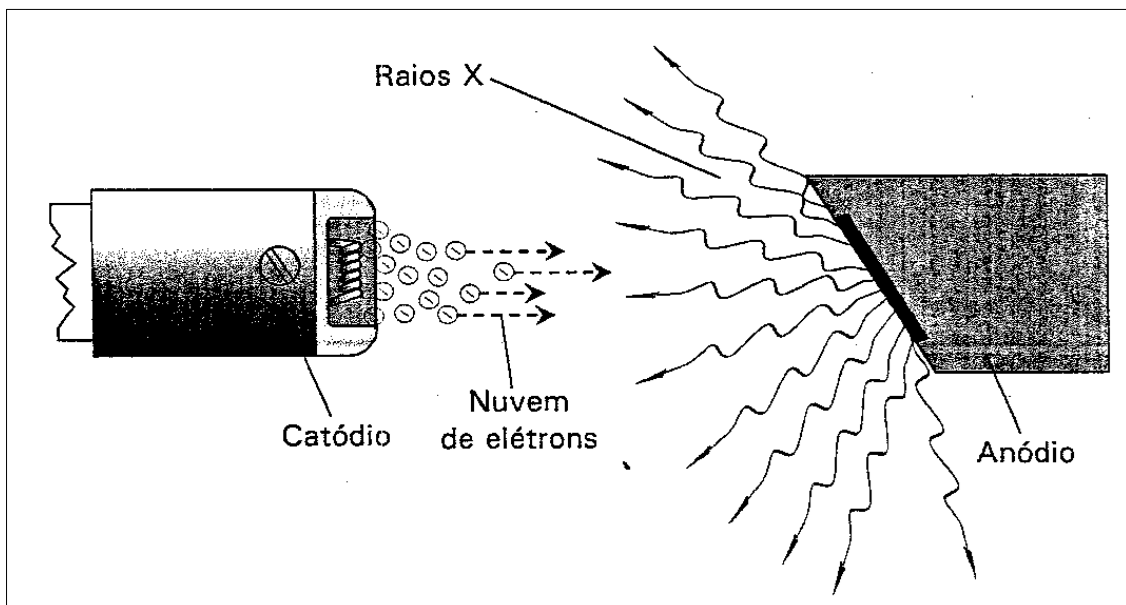
Os assuntos tratados nesta seção serão brevemente revisados, de modo a introduzir subsídios necessários para a compreensão dos objetivos e metodologia proposta nesta pesquisa.

3.1. Princípios físicos da tomografia computadorizada

A Tomografia computadorizada é uma modalidade radiodiagnóstica à base de radiação ionizante, os raios X, de comprimento de onda muito curto (1\AA). Os raios X são produzidos a partir do choque de elétrons acelerados em um obstáculo, geralmente tungstênio, resultando na formação de raios X (1%) e calor (99%) (23).

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) (23). Com a aplicação de uma corrente de alta tensão (kV) no tubo de raios X, os elétrons (em forma de feixe) serão repelidos do cátodo e atraídos pelo ânodo (Figura 1). Os elétrons são desacelerados no ânodo (no ponto ou pista focal), e sua energia é convertida em calor e raios X (23).

Figura 1 - Esquema demonstrando a nuvem de elétrons em um coletor e a emergência dos raios X



Fonte: Santos, 2009, p.39

É importante lembrar que a intensidade de feixe de radiação é diretamente proporcional ao fluxo eletrônico. Quanto maior for a intensidade da corrente (maior mA), maior será o número de elétrons disponíveis e, conseqüentemente, maior será a quantidade de raios X (23).

A qualidade do feixe de radiação é diretamente proporcional à tensão (kV) aplicada ao tubo. Quanto maior a tensão (kV) aplicada ao tubo, menor será o comprimento de onda dos raios X e maiores serão a energia de aceleração dos elétrons, o poder de penetração do feixe de radiação e a qualidade do feixe (23). Na passagem por uma região do corpo, o feixe incidente é atenuado de acordo com a composição local do tecido (alta atenuação para ossos e menor para partes moles) (23).

Independente do modelo, os tomógrafos possuem um *gantry*, uma ampola de raios x e detectores. O tubo de raios X gira 360 graus em torno da região do corpo a ser estudada. Esses raios são emitidos em formato de leque com espessura que varia de acordo com o modelo do equipamento. Os sinais gerados pelo feixe atenuado nos detectores são utilizados para reconstruir as imagens. A energia do feixe de raios X (determinada pela potência do tubo; kV) e a influência do fóton (determinada pelo produto da corrente do tubo pelo tempo; mAs) são fatores importantes que afetam a exposição à radiação dos pacientes (23).

A Unidade Hounsfield (UH) é a maneira de que dispomos para quantificar as densidades. O número CT ou valor de UH (Unidade Hounsfield) representa o coeficiente de atenuação dos raios X em diversos tipos de materiais com relação à água (23). Desta forma, forma-se uma escala que correlaciona esses coeficientes com as densidades, formando um grande espectro de tonalidades entre o branco, o cinza e o preto, conforme Tabela 1 (23). O valor de UH da água é igual a zero, que é a base comparativa para outros elementos como o ar (-1.000 UH) e a gordura (-110 a -65 UH).

Tabela 1 - Correlação entre UH e aspecto da imagem das estruturas normais

Tecido	TC	Aspecto
Ar	-1000	Preto
Pulmão	-900 a -400	Cinza-escuro a preto
Gordura	-110 a -65	Cinza-escuro a preto
Água	0	Escala de cinza
Rim	30	Escala de cinza
Hemorragia subaguda/crônica	35 a 55	Escala de cinza
Hemorragia aguda	80	Cinza-claro a branco
Substância cinzenta	30 a 40	Escala de cinza
Substância branca	35 a 45	Escala de cinza

Músculo	40 a 60	Escala de cinza
Fígado	40 a 65	Escala de cinza
Ossos medulares	130 a 250	Cinza-claro a branco
Ossos corticais	300 a 1.000	Branco

Fonte: Santos, 2009, p.71. Adaptado

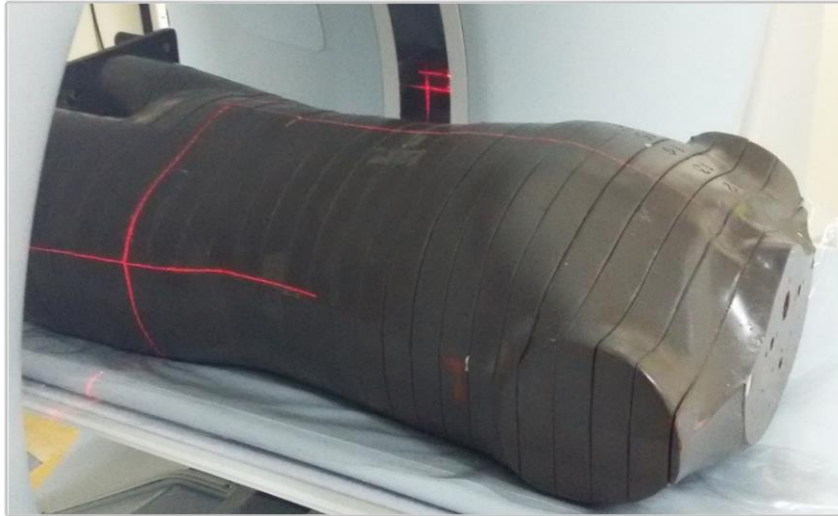
3.2. Fantomas

A ICRU descreve como fantoma qualquer estrutura que contém um ou mais substitutos de tecido biológico, que simulam as interações da radiação com o corpo humano (24). Os substitutos de tecido biológico são qualquer material que simulam a interação dos tecidos do corpo com a radiação ionizante (24). Existem duas categorias de fantomas: os fantomas de calibração, utilizados nos testes de detectores e correções quantitativas de informações das imagens digitais; e fantomas de imagem, usados na avaliação de qualidade da imagem e classificados em *head*, *body*, *standard*, ou de referência (24).

3.2.1. Fantoma antropomórfico

Para as análises dosimétricas utiliza-se um fantoma antropomórfico Alderson RANDO (AR, modelo ART-200, RSD Phantoms, Long Beach, CA, USA), representado na Figura 2. Fantomas antropomórficos são aqueles que representam a estrutura anatômica do corpo humano. Este fantoma é composto por um esqueleto humano natural incorporado em um material sintético representando os tecidos moles, com um substituto de tecido pulmonar e cavidades de ar (2). O AR representa um paciente adulto padrão de aproximadamente 73,5kg e 1,70 m (2). O fantoma é composto por 36 camadas numeradas da cabeça aos membros inferiores que possuem pequenos orifícios onde encaixam-se os dosímetros (2). Através do fantoma AR pode-se estimar a dose absorvida em distintas regiões e órgãos e, conseqüentemente, a dose efetiva do exame avaliado.

Figura 2 - Fantoma antropomórfico Alderson RANDO



Fonte: material elaborado pelo autor

3.2.2. Fantoma analítico

O fantoma analítico é um cilindro composto por um material equivalente a água e pode ser subdividido em três módulos distintos constituídos por objetos testes (Figura 3). A avaliação de qualidade para tomografia consiste no teste de elementos base como: escala de contraste e média (*standard deviation*), números de TC, resolução espacial, baixo contraste, alinhamento e acurácia da luz de posicionamento, nível de ruído, exatidão, uniformidade e artefatos, espessura de corte e dose (24).

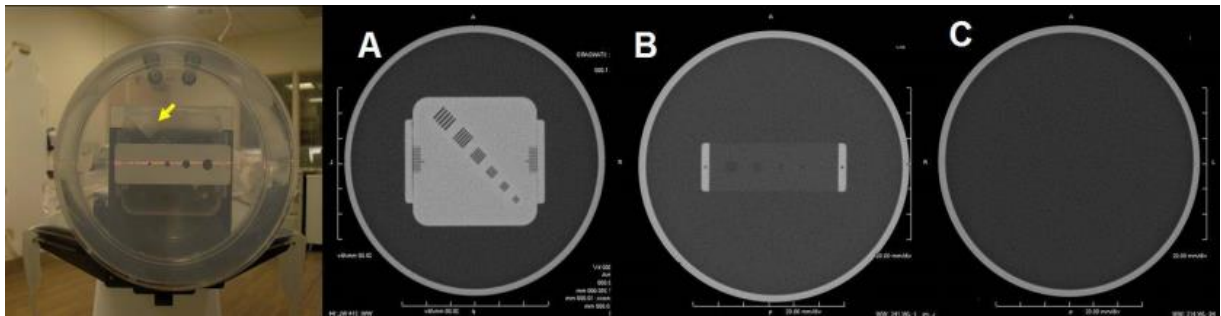
O primeiro módulo é completamente homogêneo e é utilizado nas avaliações de nível de ruído da imagem e de uniformidade. Para as análises deve-se dispor uma ROI de aproximadamente 200-300 pixels e registrar a *standard deviation* (UH) no centro e periferia de cada imagem. Os valores devem apresentar uniformidade nos números de TC por toda a imagem. A diferença de *standard deviation* entre a ROI da periferia e a do centro deve ser menor que +/- 5 UH (24).

O segundo módulo é utilizado para avaliar a sensibilidade de baixo contraste. Este módulo é constituído por uma série de cinco cilindros de diâmetros diferentes (10mm, 7,5mm, 5,0mm, 3,0mm e 1,0mm), todos a 0,6% (6 UH) de diferença a partir de um material de base tendo um número médio de CT de aproximadamente 90 UH. Os cilindros podem ser preenchidos por ar, ocasionando 100% de contraste, ou com água, resultando em 12 a 20% de contraste (24).

O terceiro módulo é utilizado para avaliar a resolução espacial de alto contraste, escala de contraste, espessura de corte e alinhamento da luz de posicionamento. Este módulo contém

seis padrões compostos por cinco barras e espaços de diferentes tamanhos (1,6mm, 1,3mm, 1,0mm, 0,8mm, 0,6mm e 0,5 mm). O menor padrão discernível é o de 0,8 mm (24).

Figura 3 - Fantoma analítico (imagem da esquerda) utilizado na extração dos parâmetros físicos de qualidade da imagem. (A) Módulo com padrões de barras, para análise de resolução espacial, escala de contraste, espessura de corte e alinhamento da luz de posicionamento; (B) Módulo com padrões de cilindros, para análise de baixo contraste e (C) Módulo homogêneo, análise de ruído e uniformidade



Fonte: Joseph Jr, 2014, p.5

3.3. Exame tomográfico

Para a aquisição de protocolos de tomografia computadorizada existem parâmetros essenciais envolvidos na aquisição das imagens. O equilíbrio entre estes parâmetros fornece qualidade da imagem e baixas doses de radiação.

3.3.1. *Scout*

O *scout*, também conhecido por topograma ou radiografia localizadora, é uma imagem semelhante a uma radiografia convencional utilizada na programação da localização de cortes. O topograma é adquirido por meio do movimento longitudinal da mesa com o tubo fixo em determinada posição (23). Geralmente, são realizados topogramas lateral e anteroposterior do paciente.

3.3.2. *kV*

Tensão aplicada ao tubo (quilovolts; kV). O kV representa a energia do raio X incidente, e sua variação causa mudanças substanciais na dose (8). O kV é proporcional ao quadrado da dose, afetando não só o ruído da imagem como também o contraste dos tecidos (8,23). Pode variar de 40 a 140 kV, dependendo do sistema, do tamanho do paciente e do coeficiente de atenuação da região de estudo. Um potencial-padrão do tubo de 120 kV é geralmente escolhido para balanço ótimo do contraste, penetração e dose (23).

3.3.3. *mAs*

Corrente do tubo por tempo de exposição, em segundos. O mAs é proporcional ao número de fótons em um determinado tempo de exposição (8). É diretamente proporcional à dose, uma redução de 50% no valor do mAs leva uma redução pela metade da dose (8,23). Diminuições na corrente do tubo ocasionam no aumento dos níveis de ruído da imagem, que podem afetar o diagnóstico médico do exame. Este detrimento da imagem é especialmente importante nos exames de abdômen, aonde as áreas de baixo contraste são afetadas pelo aumento do nível de ruído da imagem (8). O valor de mAs adequado está diretamente relacionado com o tamanho e atenuação da região de estudo.

3.3.4. Colimação

Consiste na abertura do diafragma do tubo, que limita a radiação à área de interesse (23). Quanto menor a abertura, maior é a resolução, porém são necessárias doses maiores para compensar a perda de fótons (23).

3.3.5. Espessura do corte (*Slice*)

Próximo a cada arranjo de detectores há pós-colimadores que determinam a espessura do corte (23). Espessuras de corte muito finas aumentam o número de cortes sobre a mesma área, e conseqüentemente, aumentam o índice de ruído da imagem (23). O tamanho do *slice* tem uma relação direta com a dose do exame, a eficiência da dose diminui com cortes finos (23). Um ponto importante é que o sinal ruído de uma imagem depende da espessura de corte exibida, e não da espessura do corte adquirida (23). Adquirir o corte mais fino possível é essencial para manter a resolução das reformatações multiplanares.

3.3.6. Incremento da mesa

Consiste no espaço, em milímetros, estabelecido mediante o deslocamento da mesa entre cada corte em relação a uma determinada região anatômica (23).

3.3.7. *Pitch*

Pitch é definido como a relação do incremento por rotação do *gantry* para ativar o elemento de tamanho de detector (1,8,23). O *pitch* relaciona-se inversamente com a dose. Com o aumento do *pitch* ocorre diminuição do tempo de exposição e conseqüente diminuição da dose (8,23). Alterações no *pitch* interferem na qualidade da imagem, o aumento do *pitch* ocasiona na perda de resolução espacial da imagem (8). Em casos como, por exemplo, lesões de fígado metastático ou lesões de pâncreas, que geralmente requerem colimações pequenas,

um aumento no *pitch* pode impossibilitar a detecção destas lesões por causa da degradação do perfil de sensibilidade da seção (8).

3.3.8. Rotação do tubo

Houve uma diminuição significativa dos tempos de rotação do *gantry* com o avanço da tecnologia tomográfica (8). 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 (8). Os menores tempos de rotação melhoram o contraste de pequenas lesões por diminuir o efeito de volume parcial (8).

3.3.9. FOV (*field of view* – campo de visão)

O FOV é responsável pela determinação do tamanho da área do objeto que será visualizada no estudo (23).

3.3.10. Matriz

Consiste no número de pontos dispostos vertical e horizontalmente (eixos x e y) que determinam quantos pixels e voxels compõe uma imagem (23). O tamanho da matriz é inversamente proporcional à dimensão dos pixels (23). Quanto maior a matriz, menor o tamanho do pixel e maior a resolução espacial.

3.3.11. Noise Index/Standard deviation

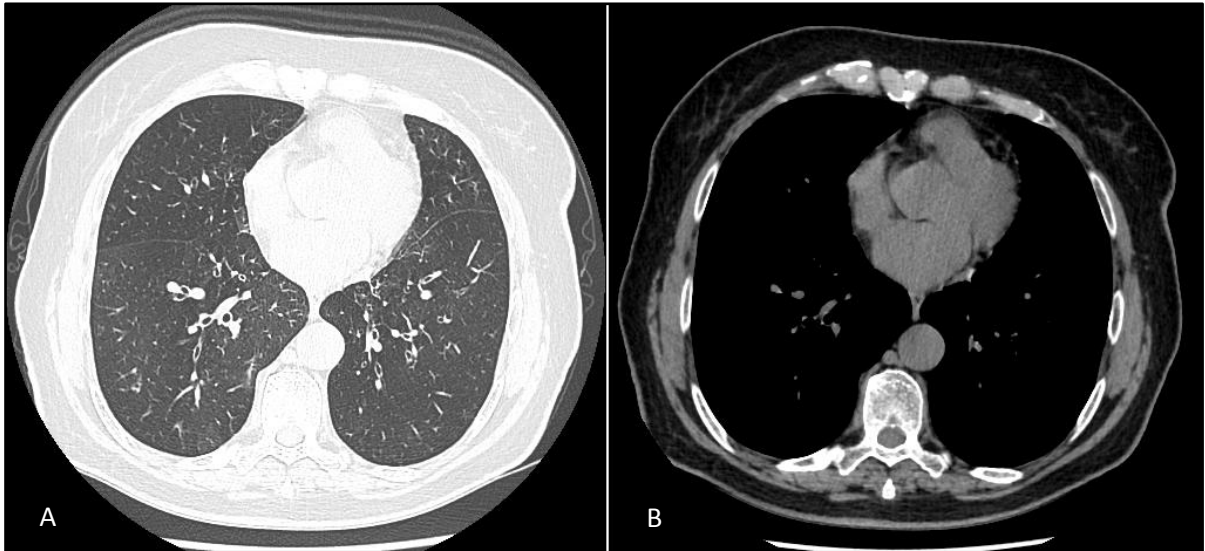
Nível de ruído na imagem em um determinado exame. O termo varia de acordo com cada fabricante, como *Noise index* (NI; GE) e *standard deviation* (SD; Toshiba). Um baixo valor de NI corresponde a baixos níveis de ruído na imagem e conseqüentemente em uma melhor relação sinal-ruído (7). Entretanto, baixos níveis de NI necessitam de maiores valores de mA para um determinado *pitch* e tempo de rotação do tubo, com conseqüente aumento da dose de radiação para o paciente (7).

3.3.12. Janela

Janelas são recursos computacionais que permitem, após a obtenção das imagens, que a escala de cinza possa ser estreitada ou alargada, facilitando a diferenciação entre certas estruturas de acordo com a necessidade. A janela é composta por dois elementos: o contraste (WW- *width* ou largura) e a densidade óptica (WL - *level* ou nível). A largura da janela controla o contraste: uma janela ampla indica mais números de TC que refletem uma escala longa e, portanto, menos contraste na imagem como, por exemplo, da janela pulmonar (Figura 4). O

nível da janela controla a densidade da imagem. Esse valor determina o número de TC que será o cinza central enquanto que os extremos são determinados pela largura da janela.

Figura 4 - TC de tórax com (A) janela de parênquima (WL:1500; WW: -600) e (B) janela de mediastino (WL:400; WW:40)



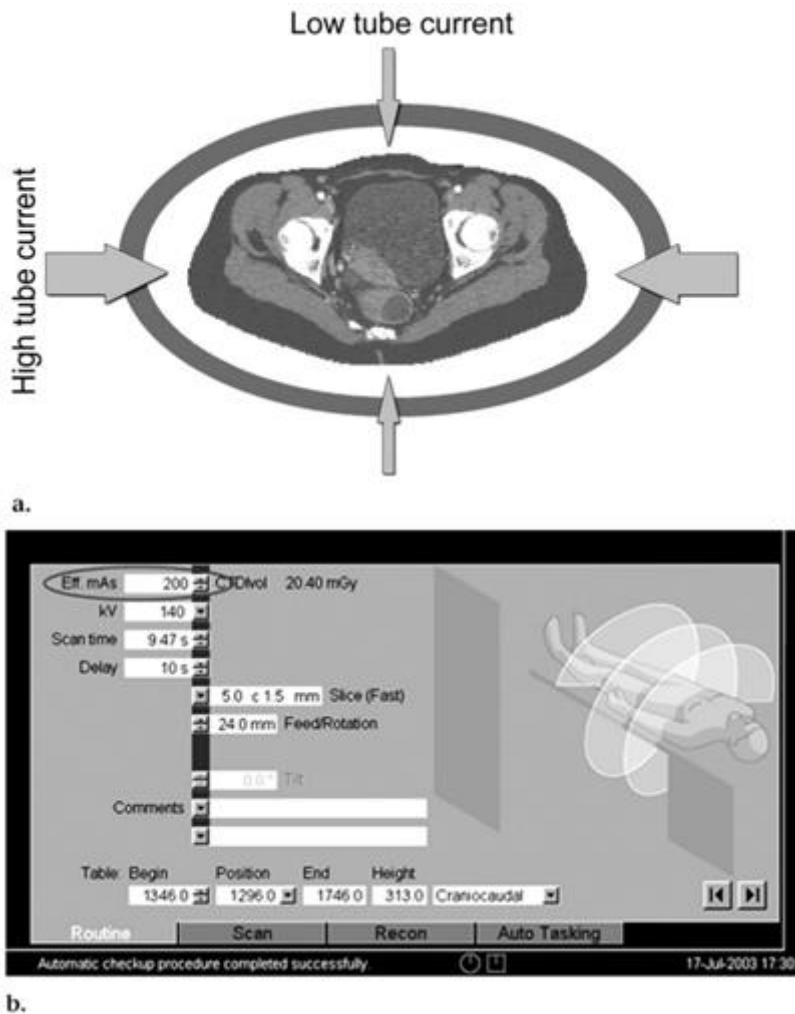
Fonte: material elaborado pelo autor

3.4. Modulação automática da corrente do tubo

A modulação automática da corrente do tubo (ATCM) é uma técnica inovadora que permite a redução substancial da dose de radiação. O conceito da ATCM é baseado na premissa que o ruído do pixel em uma tomografia é atribuído a quantidade de ruído nas projeções (8). Ajustando a corrente do tubo para seguir as mudanças na anatomia do paciente, a quantidade de ruído nas projeções pode ser ajustada para manter o nível desejado de ruído na imagem e aumentar a eficiência da dose (8,25). Há duas técnicas ATCM utilizadas em TC atualmente: a modulação longitudinal (z) e a modulação angular (xy). Ambas controlam o ajuste de mA no *scan* para otimizar a dose para cada paciente.

A modulação angular (xy) possui um objetivo diferente da modulação longitudinal. 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 (8,25). 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 (8). Desta forma, o excesso de raios X na direção anteroposterior pode ser reduzido sem uma alteração brusca no nível de ruído da imagem (Figura 5).

Figura 5 - Modulação angular (xy). (a) Modulação da corrente do tubo é realizada em diferentes projeções nos planos x e y para cada da rotação do gantry. As setas finas indicam redução da corrente do tubo comparada as altas correntes (flechas grossas). (b) O operador seleciona a corrente do tubo efetiva, em miliamperagem, para realizar o scan com esta técnica

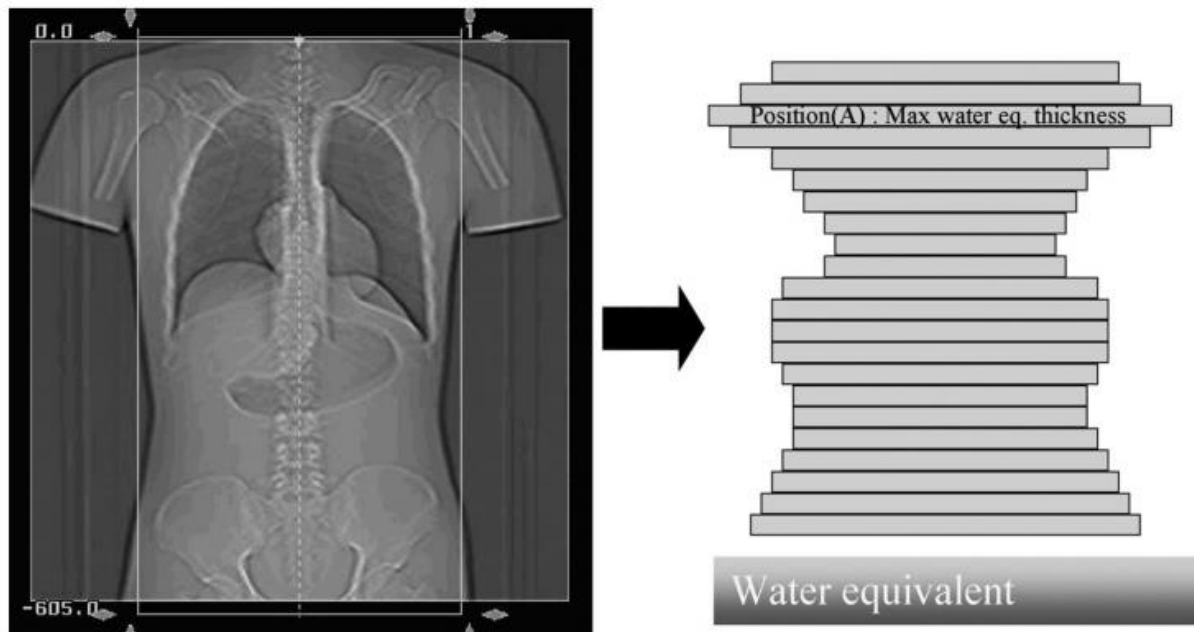


Fonte: Kalra, 2004, p.652

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 (8,25). 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 boa qualidade. 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. Nesta técnica, a corrente do tubo é ajustada para manter a imagem bruta com o nível de ruído pré-selecionado pelo operador. Isto fornece um *noise index* que permite o operador selecionar a quantidade de ruído que estará presente nas imagens reconstruídas (8,25). A modulação longitudinal mantém todas as imagens com níveis de ruído similares, independentemente do tamanho do paciente e da anatomia. O valor de *noise index* é aproximadamente igual ao ruído da imagem (*standard deviation*) em uma região central de uma imagem de fantoma homogêneo

(25). A modulação da corrente do tubo é determinada pelas atenuações e formato do *scout* (Figura 6).

Figura 6 - Modulação longitudinal (z). (a) A atenuação é medida pelo topograma (esquerda) e convertida na espessura equivalente a água (direita), permitindo o operador escolher a qualidade da imagem pela seleção de diferentes níveis de ruído. (b) após o operador selecionar a corrente do tubo ou, mais apropriado, o nível de ruído pré determinado para o exame (esquerda), o software disponibiliza a modulação automática da corrente do tubo que será utilizada para alcançar o nível de ruído desejado



a.



b.

Fonte: Kalra, 2004, p.651

Os equipamentos mais modernos de tomografia estão equipados com ambas as técnicas de modulação, modulação longitudinal (x) e angular (xy) (8). Esta associação varia a corrente do tubo durante cada rotação do *gantry* ao longo do eixo z do paciente (15). Desta forma, a dose de radiação é ajustada de forma específica para a atenuação do paciente ao longo dos três eixos (15).

3.5. Como quantificar a exposição à radiação

A radiação ionizante é um importante recurso utilizado em diagnósticos e tratamentos de doenças, no entanto, é um potente agente carcinogênico e promotor de mutações (14). Os efeitos biológicos induzidos pela radiação ionizante podem se manifestar em grandes escalas de tempo, podendo aparecer até vários anos após a sua indução. Existem várias ferramentas para mensurar a dose recebida em um exame de tomografia computadorizada. Estas grandezas fundamentais são apresentadas a seguir.

A **dose absorvida** (D_A) é a grandeza de dose básica. Esta grandeza é para qualquer tipo de radiação e geometria de irradiação e é definida pela energia média depositada em uma determinada de massa conhecida. No Sistema Internacional (SI) a unidade de dose absorvida é $J.kg^{-1}$ e o nome que essa unidade recebe é Gray (Gy).

A grandeza de dose utilizada para expressar quantidades de dose específica em cada tecido, decorrente de diferentes tipos de radiação, é a **dose equivalente** (D_E). A somatória das doses absorvidas decorrentes da incidência de diferentes tipos de radiação, multiplicados pelos fatores de ponderação de cada tipo de radiação, w_R , resulta na dose equivalente (11).

E finalmente a **Dose efetiva**, E , é a principal grandeza de dose utilizada em proteção radiológica. No sentido de descrever os possíveis detrimientos que um indivíduo pode sofrer por exposições a radiação, a dose efetiva é a grandeza que descreve por completo os riscos envolvidos em uma determinada exposição. A dose efetiva é definida como uma somatória ponderada das doses equivalentes de todos os tecidos de um indivíduo (11,23).

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T$$

Onde w_T é o fator de ponderação do tecido T. Os valores de w_T são determinados para representar as contribuições de um único órgão ou tecido para os detrimientos totais proporcionados por uma exposição à radiação. No SI, a unidade de dose efetiva é o $J.kg^{-1}$ e também recebe o nome de Sievert (Sv).

Os diferentes valores de w_T para todos os órgãos de maior radiosensibilidade são apresentados na Tabela 2 (11).

Tabela 2 - Diferentes valores de w_T segundo a ICRP 103

Tecido	w_T	$\sum w_T$
Medula Óssea, Cólon, Pulmão, Estômago, Mama e Tecidos restantes*	0,12	0,72

Gônadas	0,08	0,08
Bexiga, Esôfago, Fígado, Tireoide	0,04	0,16
Superfície óssea, Cérebro, Glândulas salivares e Pele	0,01	0,04
Total		1,00

*Tecidos restantes: Adrenais, Região extratorácica, Vesícula biliar, Coração, Rins, Nódulos linfáticos, Músculos, Mucosa oral, Pâncreas, Próstata, Intestino delgado, Baço, Timo e Útero/Colo do útero.

Fonte: ICRP 103, 2007

O CTDI (*Computed Tomography Dose Index*) é definido para uma varredura axial (uma rotação do tubo de raios X) pela divisão da integral da dose absorvida ao longo do eixo z pela largura nominal do feixe (1,26). Este valor é equivalente à dose dentro de um corte. A quantidade de dose exibida no console do tomógrafo é o $CTDI_{vol}$ ou “CTDI de volume”.

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / p$$

Onde p é o *pitch*, que é a relação entre o deslocamento da mesa por rotação do *gantry* e a colimação do feixe total (26). O $CTDI_{vol}$ descreve a dose local média para o paciente dentro do volume de investigação dado em mGy. Este índice é útil para comparar os níveis de radiação entre diferentes tomógrafos (26).

O valor de $CTDI_{vol}$ é sensível a alteração de parâmetros como voltagem do tubo, corrente do tubo, tempo de rotação e *pitch*, mas independe do tamanho do paciente. O $CTDI_{vol}$ descreve a dose local média para o paciente dentro do volume de investigação dado em Miligray (mGy) (1).

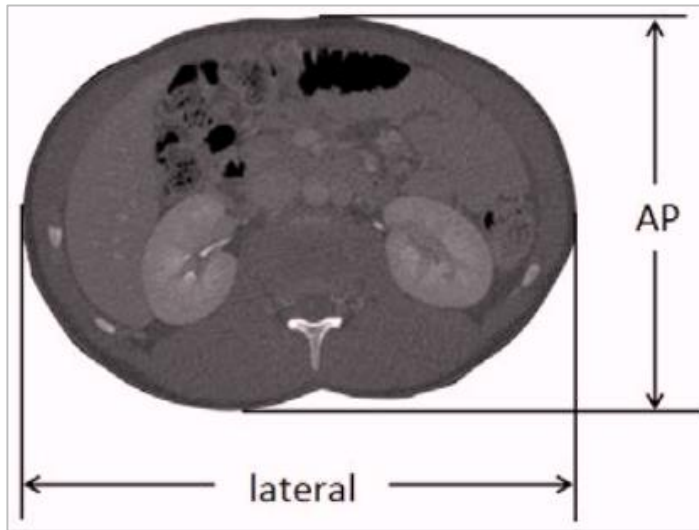
O DLP (*Dose Length Product*) é a representação da energia global fornecida por um dado protocolo de *scan* (1). O DLP é obtido pelo $CTDI_{vol}$ multiplicado pelo comprimento total do *scan*. No SI, a unidade de dose do DLP é Miligray por centímetro (mGy.cm).

O SSDE (*Size-specific Dose Estimate*) estima a dose baseado no tamanho do paciente. O SSDE é obtido pelo cálculo direto do $CTDI_{vol}$ multiplicado pelo fator de conversão (f_{size}), baseado na formula:

$$SSDE = CTDI_{vol} \cdot f_{size}$$

Os valores de f_{size} são obtidos com referência no *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) Report No. 204 (26). Onde f_{size} é calculado através das dimensões anteroposterior (AP) e lateral (Lat) de uma imagem central do abdômen, como ilustrado na Figura 7 (26).

Figura 7 - Dimensões anteroposterior e lateral

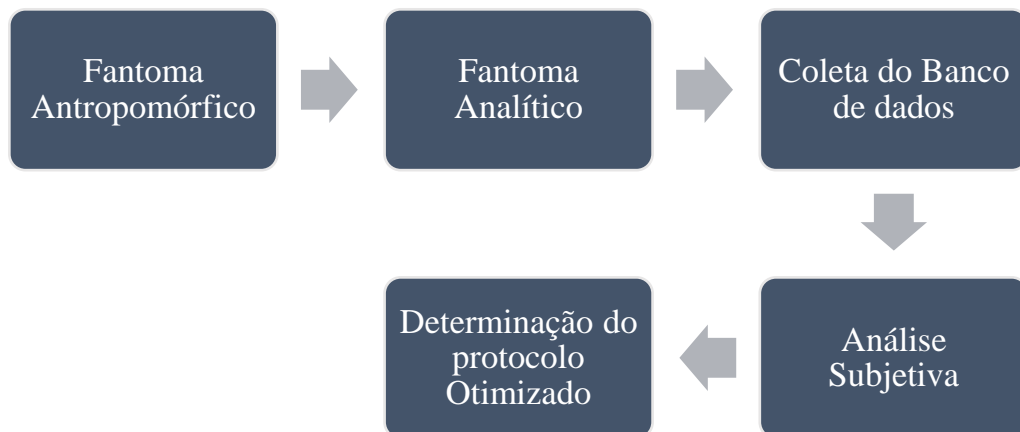


Fonte: AAPM Report n°204, 2011, p.3. Adaptado

4. METODOLOGIA

Neste estudo, a metodologia foi subdividida em três grandes etapas: análise dosimétrica, avaliação objetiva de qualidade da imagem e avaliação subjetiva da qualidade da imagem, conforme fluxograma (Figura 8).

Figura 8 - Fluxograma da metodologia



Fonte: material elaborado pelo autor

4.1. Protocolo de aquisição

As imagens e os exames foram adquiridos em um equipamento Toshiba Activion de 16-canaís (Toshiba Medical Systems, Otawara, Japan) com o sistema ATCM “Sure Exposure 3D” (Toshiba) e em um equipamento GE Optima de 64-canaís (GE Healthcare, UK) com o sistema ATCM “Smart mA” (GE Healthcare) e implementado com o sistema de reconstrução “ASIR”. Foram avaliados cinco protocolos ATCM comumente utilizados na rotina clínica e previamente registrados no sistema do tomógrafo. Dentre os protocolos de estudo, dois pertenciam ao equipamento GE e três ao equipamento Toshiba. Os dados de aquisição da imagem dos cinco protocolos avaliados são apresentados na Tabela 3.

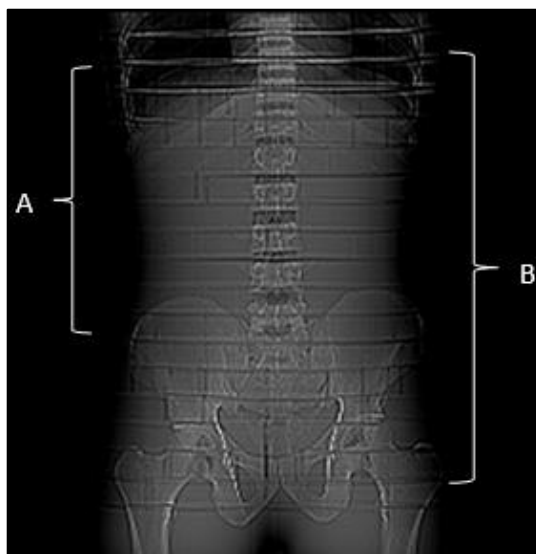
Tabela 3 - Parâmetros de aquisição para os protocolos de TC de abdômen-pelve avaliados

	1	2	3	4	5
Equipamento	GE Optima	GE Optima	Toshiba Activion	Toshiba Activion	Toshiba Activion
Colimação (mm)	64 x 1.25	64 x 1.25	16 x 1.0	16 x 1.0	16 x 1.0
Espessura de corte (mm)	3.0	3.0	5.0	5.0	5.0

Espessura de Reconstrução (mm)	1.25	1.25	2.0	2.0	2.0
Pitch	0.984	0.984	1.125	1.125	1.125
Tempo de rotação (s)	0.6	0.6	0.75	0.75	0.75
Tensão do tubo (kV)	120	120	120	120	120
Standard deviation	-	-	10.0	11.25	12.5
Noise Index	25.74	30.90	-	-	-
ASIR	40%	40%	-	-	-

Foram avaliados protocolos do exame rotineiramente conhecido, na nossa instituição, por “abdômen 3 fases”. Este protocolo é constituído por um total de cinco fases de aquisição, podendo ser da região de abdômen superior ou do abdômen total. A região de abdômen superior (Figura 9) contempla imagens desde a cúpula diafragmática até a crista ilíaca. A região conhecida como abdômen total (Figura 9) tem início na cúpula diafragmática até a sínfise púbica. Este protocolo de exame é composto por um *scout* duplo (uma imagem anteroposterior e uma lateral), *slices* na região do arco da aorta, uma fase de aquisição sem contraste do abdômen total, duas fases contrastadas do abdômen superior (arterial e equilíbrio), uma fase contrastada portal do abdômen total e uma fase tardia/excretora do abdômen total. Nas etapas de análise dosimétrica e de qualidade objetiva da imagem, não foram realizadas aplicações do contraste iodado endovenoso devido a limitações dos fantomas, entretanto todas as fases descritas foram realizadas.

Figura 9 - Scout anteroposterior de fantoma antropomórfico AR (A) Abdômen superior, região desde a cúpula diafragmática até a crista ilíaca; (B) Abdômen total, desde a cúpula diafragmática até a sínfise púbica



Fonte: material elaborado pelo autor

4.2. Avaliação dosimétrica

Para as análises dosimétricas deste estudo, foi utilizado o fantoma antropomórfico Alderson RANDO. Através do fantoma AR pode-se estimar a dose absorvida em distintas regiões e órgãos e, conseqüentemente, a dose efetiva do exame avaliado.

Para adquirir os dados de dose absorvida foram utilizados dosímetros termoluminescentes (TLDs; TLD-100; LIF: Mg, Ti da Harshaw, Solon, OH, USA) fornecidos e calibrados pela Sapr Landauer. Este dosímetro possui uma boa resposta a faixa de energia do radiodiagnóstico. Os dosímetros foram lidos com uma leitora de TLD Harshaw® Model 2000 utilizando temperatura máxima de leitura de 240°C, com um tratamento térmico inicial de 10 minutos a 100°C. Foi realizado um tratamento térmico pós-leitura de 1 hora a 400°C e 2 horas a 100°C, a fim de eliminar qualquer possível traço da exposição anterior.

Um total de 46 dosímetros termoluminescentes (TLDs) foram posicionados em regiões específicas do simulador AR: esôfago, pulmão, coração, mama, fígado, baço, estômago, pâncreas, rins, intestino delgado, ovário, bexiga, próstata e útero (11). Estas regiões foram selecionadas por serem as que apresentam maior fator de radiosensibilidade segundo a *International Commission on Radiological Protection - ICRP 103* (11,27). Os dosímetros foram agrupados em conjuntos de dois para uma maior precisão na estimativa das doses absorvidas.

Após a realização de cada exame, os dosímetros foram retirados, enviados para análise e novos dosímetros foram distribuídos no fantoma para coleta de novos dados. A partir das leituras dosimétricas foram determinadas indiretamente a grandeza física de dose absorvida para cada órgão e tecido de interesse. Cada protocolo foi repetido três vezes com diferentes TLDs. A média das três avaliações foi utilizada para cálculo das doses absorvidas.

4.2.1 Dose efetiva

A dose efetiva (E) é utilizada para fornecer valores de dose relacionados a probabilidade de detrimento da saúde devido a efeitos estocásticos provenientes a exposições a baixas dose de radiação ionizante (27). E foi calculada como a soma ponderada das doses absorvidas dos tecidos e órgãos radiosensíveis (11). E foi estimada de acordo com a ICRP103, onde o valor de dose é fornecido como valores médios para homem e mulher (11).

4.2.2 Size-specific dose estimate

Size-specific dose estimate (SSDE) é o parâmetro de dose que descreve a quantidade de dose de radiação com base nas dimensões do objeto avaliado. O SSDE foi obtido diretamente

pelo cálculo do $CTDI_{vol}$ multiplicado pelo fator de conversão (f_{size}), encontrado no *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) Report nº204 (26). As dimensões anteroposterior (AP) e lateral (LAT) foram medidas em uma imagem transversal de TC do fantoma AR, resultando em um valor de f_{size} igual a 1,38 (2,26).

4.3. Avaliação objetiva da qualidade de imagem

Para extrair os parâmetros físicos de qualidade da imagem, foi utilizado um fantoma analítico de acreditação para tomógrafos multislice. As avaliações realizadas foram através da análise do número CT (representados em unidades Hounsfield), sensibilidade de baixo contraste e resolução espacial. As imagens foram avaliadas por cinco radiologistas experientes em interpretação de imagens de tomografia, sob as mesmas condições de brilho, contraste e nos mesmos monitores. As avaliações foram realizadas individualmente no software ImageJ. Cada observador realizou um total de duas avaliações, realizadas em dias distintos. A determinação dos parâmetros físicos levou em consideração a média (ruído) ou mediana (resolução espacial e baixo contraste) de todas estas análises.

4.3.1. Nível de ruído

Para as quantificações de nível de ruído, foram distribuídas regiões circulares de interesse (ROIs) com 200-300 *pixels* nas imagens do modulo homogêneo do fantoma (24). Cinco ROIs foram colocadas em regiões homogêneas da imagem, uma no centro e as outras quatro em regiões periféricas. Cada ROI fornece um valor de desvio padrão (SD) para cada região. O valor de ruído é obtido através da média do desvio padrão, em unidades Hounsfield (11,16).

4.3.2. Baixo contraste

O baixo contraste é a capacidade do observador distinguir estruturas de baixo contraste com pequenas diferenças de densidade para o background (23,24). É importante ressaltar que os principais detalhes do corpo humano são constituídos de tecidos moles, que são estruturas de baixo contraste, sendo considerado um importante parâmetro nas avaliações de encéfalo e abdômen superior (24). Para a avaliação da sensibilidade de baixo contraste procura-se a melhor visualização do segundo módulo do fantoma analítico (padrão de circunferências), de preferência com um janelamento que favoreça o baixo contraste (largura de janela, $WW= 100$;

nível de janela, WL= 100). Nesta etapa, o observador deve indicar a menor imagem bem resolvida, esta fornece o valor de baixo contraste da imagem.

4.3.3. Resolução espacial

A resolução espacial é a capacidade do observador distinguir entre duas pequenas estruturas de alto contraste posicionadas próximas (23,24). É um parâmetro importante na avaliação de bordas de estruturas, como limites de tumores, detecção de pequenos corpos estranhos e de pequenas estruturas ósseas (24). Para avaliação da resolução espacial analisou-se o terceiro módulo do fantoma analítico, selecionando-se a imagem na qual os seis padrões de barras e espaços estavam melhor representadas (largura de janela, WW= 400; nível de janela, WL= 40). Nesta análise, o observador deve indicar o menor padrão de barras bem resolvido, este fornece o valor de resolução espacial da imagem.

4.4. Avaliação subjetiva da qualidade de imagem

A avaliação subjetiva da qualidade da imagem foi realizada por um radiologista experiente em avaliações de exames de tomografia computadorizada de abdômen. Esta etapa do estudo seguiu as recomendações da *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography* (24). Conforme orientações do Guideline europeu e do radiologista avaliador, foram utilizadas as imagens da fase contrastada portal para as avaliações (24). O profissional avaliou as imagens em ordem aleatória sem conhecimento das técnicas utilizadas. Todas as imagens foram avaliadas com o mesmo nível e largura de janelamento (40 e 400 UH, respectivamente).

4.4.1. Seleção de pacientes

Foram coletados 15 exames retrospectivos de tomografia computadorizada de abdômen-pelve realizados no Hospital das Clínicas de Botucatu - HCFMB. Foram selecionados três exames para cada protocolo avaliado. Estas imagens foram utilizadas na determinação da qualidade subjetiva da imagem através de inspeção visual realizada por um especialista da área de radiologia. Esta pesquisa foi autorizada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina de Botucatu (CAAE 54284616.0.0000.5411).

Através do acesso ao *software Arya*, visualizador para imagens de TC e parâmetros físicos dos exames, foi realizada a montagem do banco de dados. Foram coletados os relatórios

de dose fornecidos pelo equipamento ($CTDI_{vol}$ e DLP) e as imagens destes exames. Não foram utilizadas a identidade do paciente ou outras informações do prontuário eletrônico.

Os critérios para inclusão foram: (1) ter realizado um exame de tomografia computadorizada de abdômen-pelve conforme item 4.1; (2) parâmetros de aquisição da imagem iguais aos utilizados nas análises dosimétrica e de qualidade objetiva da imagem deste estudo; (3) possuir tipo físico semelhante ao simulador AR. O critério de semelhança ao AR foi estabelecido através da análise das dimensões anteroposterior (AP) e lateral (Lat) de uma imagem central do abdômen.

Os pacientes que tiveram interrupção do exame - por motivos como extravasamento do contraste, reação ao contraste ou por desejo do paciente - e que não realizaram exame de tomografia computadorizada de abdômen-pelve conforme item 4.1 foram excluídos deste estudo. Não foram utilizados exames que não foram realizados com os mesmos parâmetros presentes nas etapas anteriores.

4.4.2. Procedimento de avaliação das imagens

O radiologista avaliou as imagens quanto ao nível de ruído da imagem, a aceitabilidade diagnóstica e a resolução espacial utilizando uma escala de três pontos (1- Ótimo; 2- Aceitável; 3- Inaceitável) em cinco diferentes níveis anatômicos que incluem a região superior do fígado ao nível do diafragma, a veia porta hepática, o hilo do rim direito, a crista Ilíaca e a margem superior do acetábulo (28).

O radiologista também avaliou as imagens de acordo com a qualidade de visualização de estruturas consideradas essenciais em um exame de TC de abdômen-pelve, como por exemplo, a nítida visualização do parênquima hepático, das veias hepáticas, do parênquima pancreático, da artéria aorta, da veia cava inferior e da artéria mesentérica (28). A avaliação seguiu uma escala de três pontos (1- Ótimo; 2- Aceitável; 3- Inaceitável) para cada estrutura visualizada (28). Desta forma, cada exame recebeu um *score* entre 15 e 45 pontos, sendo uma nota mais alta indicativo de pior avaliação.

A quantidade de granulações na imagem é o principal fator para avaliar o ruído da imagem. O ruído da imagem é considerado aceitável se tiver uma média de granulação na imagem que permita uma aceitável visualização de estruturas anatômicas e interfaces entre estruturas com diferentes atenuações. O ruído é considerado inaceitável se as granulações interferirem na visualização destas estruturas e, desta forma, é considerado excelente se houver mínima quantidade de ruído.

O nível diagnóstico é classificado com base na confiança no diagnóstico da patologia neste nível, que geralmente depende do contraste dos tecidos moles, da nitidez das interfaces dos tecidos, da caracterização da lesão e do grau de degradação da imagem por artefatos do tipo *streak* ou *beam-hardening* (7). O nível diagnóstico será considerado aceitável se a nitidez de diferentes estruturas, a resolução de contraste e a visualização de lesões se mostrarem satisfatórias. Além disso, o radiologista também avalia as imagens para a presença de anormalidades ou artefatos.

4.5. Análise estatística

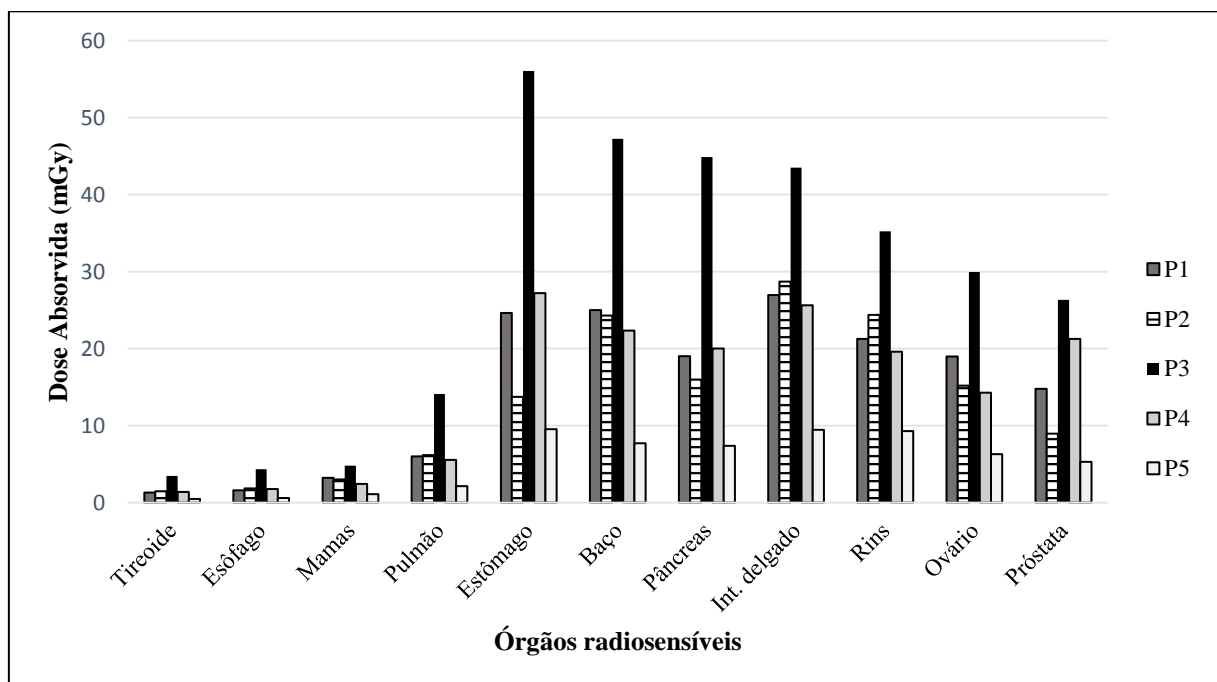
Foram calculadas as médias para todas as análises realizadas, e a diferença entre as médias de cada protocolo foi avaliada pelo teste de Tukey. O teste indicou que os valores estão normalmente distribuídos. Quando o valor p é maior que 0,05 indica que os resultados não são significativamente diferentes para este nível de significância. De forma oposta, um valor de p menor que 0,05 representa diferenças significativas entre os grupos.

5. RESULTADOS

Avaliação Dosimétrica

Neste estudo foram encontradas diferenças significativas ($p < 0,05$) entre as doses absorvidas para cada órgão radiosensível. As maiores doses absorvidas foram encontradas no estômago e baço no protocolo 3, 56,06 e 44,88 mGy respectivamente. As menores doses absorvidas foram encontradas no protocolo 5 em tireoide e esôfago, 0,49 e 0,61 mGy respectivamente. Os dados de dose absorvida são apresentados na Figura 10.

Figura 10 - Doses absorvidas dos órgãos radiosensíveis para os cinco protocolos avaliados



Fonte: material elaborado pelo autor

A Tabela 4 apresenta os resultados de dose efetiva, $CTDI_{vol}$, DLP e SSDE para todos os protocolos avaliados. Os valores de dose diferiram significativamente entre os protocolos ($p < 0,05$). O maior e o menor valores de E foram encontrados no protocolo 3 e 2, 59,63 mSv e 36,13 mSv, respectivamente. A diferença entre os protocolos de maior e menor dose foi de 39,40%. O SSDE também se mostrou diferente entre os protocolos, similar aos achados da E .

Houve diferença significativa entre os protocolos para cada equipamento ($p < 0,05$). No equipamento de 16-canaís o menor valor de E foi para o protocolo 5 (45,75 mSv) com diferença de 23,27% para o protocolo de maior dose do mesmo equipamento (protocolo 3; 59,63 mSv). Para o equipamento de 64-canaís, a menor E foi encontrada no protocolo 2, com 36,13 mSv e redução de 14% comparado ao protocolo 1 (42,18 mSv).

Tabela 4 - Valores médios de dose para os protocolos de TC de abdômen-pelve avaliados

Protocolo	1	2	3	4	5
CTDI _{vol} (mGy)	38,38	32,87	54,25	46,46	41,62
DLP (mGy.cm)	1411,08	1173,46	1042,90	857,40	719,60
SSDE (mGy)	52,96	45,36	74,86	64,11	57,43
mAs médio	135,25	121,16	182,78	163,74	146,68
Dose efetiva (mSv)	42,18	36,13	59,63	51,07	45,75
Dose efetiva por sequência (mSv)	8,44	7,22	11,93	10,21	9,15

SSDE= size-specific dose estimate, DLP= dose-length product, CTDI_{vol}= volume CT dose index.

Qualidade objetiva da imagem

A Tabela 5 apresenta os dados de qualidade objetiva da imagem. O protocolo 2 apresentou o maior valor de ruído entre os protocolos, com diferença de 48,62% para o protocolo 3. O ruído dos protocolos 1 e 2 não apresentou diferença significativa. Os valores de baixo contraste não apresentaram diferença significativa entre protocolos ($p>0.05$). Para a resolução espacial, os protocolos variaram entre 1 e 1,3 com os melhores valores para os protocolos 1 e 3, mas sem diferença significativa entre os cinco protocolos ($p>0.05$).

Tabela 5 - Resultados da avaliação objetiva da qualidade da imagem

	1	2	3	4	5
Ruído (UH)	9,23 ± 1,21	9,46 ± 0,99	4,86 ± 0,65	7,00 ± 0,86	8,24 ± 0,59
Baixo Contraste (mm)	5,0 0	5,0 ± 1,44	3,0 ± 1,15	5,0 0	5,0 0
Resolução espacial (pl/mm)	1,0 0	1,3 ± 0,17	1,0 ± 0,32	1,3 ± 0,24	1,3 ± 0,21

Qualidade subjetiva da imagem

Na Tabela 6 são apresentados os resultados da avaliação subjetiva da qualidade da imagem. Todos os protocolos receberam pontuação dentro do range “ótimo/aceitável”, nenhum protocolo foi considerado “inaceitável” (28). Os melhores valores para visibilidade das estruturas foram encontrados nos protocolos 3 e 1, $17,63 \pm 4,03$ e $17,88 \pm 3,57$, respectivamente. Resolução espacial e aceitabilidade diagnóstica não apresentaram diferença significativa entre os protocolos ($p>0.05$). O protocolo 5 recebeu o maior valor de ruído subjetivo, $2,17 \pm 0,29$, e

os menores valores foram nos protocolos 1 e 3, $1,38 \pm 0,25$ e $1,38 \pm 0,48$, respectivamente, entretanto não foi encontrada diferença significativa entre os protocolos ($p > 0,05$).

Tabela 6 - Resultados da avaliação subjetiva da qualidade da imagem

Protocolos	Visibilidade das estruturas		Aceitabilidade diagnóstica		Ruído subjetivo		Resolução espacial subjetiva	
1	17.88	± 3.57	1,00	0	1.38	± 0.25	1.13	± 0.25
2	21.50	± 7.78	1.50	± 0.71	1.75	± 0.35	1.25	± 0.35
3	17.63	± 4.03	1.25	± 0.50	1.38	± 0.48	1.13	± 0.25
4	22.50	± 4.24	1.50	± 0.71	1.75	± 0.35	1.25	± 0.35
5	23.83	± 7.91	1.33	± 0.58	2.17	± 0.29	1.33	± 0.58

3 = Inaceitável, 2 = Aceitável, 1= Ótimo

Entre os cinco protocolos avaliados, o protocolo 2 apresentou os menores valores de dose, maior nível de ruído e valores de qualidade objetiva e subjetiva dentro da aceitabilidade. Entre os protocolos avaliados no equipamento de 64-canaís, o protocolo 2 apresentou o melhor resultado, com uma redução de 14% e qualidade da imagem dentro do nível aceitável. Para o equipamento de 16-canaís, o protocolo 5 mostrou-se o mais otimizado, por apresentar uma redução de dose de 23,27% e qualidade da imagem dentro do nível aceitável. Como esperado, uma forte associação entre dose e ruído da imagem foi observada, como altos níveis de ruído para baixas doses de radiação.

6. DISCUSSÃO

Avaliação Dosimétrica

Neste trabalho, foram avaliados cinco protocolos TC de abdômen-pelve em dois equipamentos distintos. Na primeira etapa deste trabalho, foi realizada a análise dosimétrica dos protocolos. Para cada protocolo, houve diferença significativa para as doses absorvidas. Isto ocorre porque as doses dos órgãos são altamente dependentes da localização anatômica e da distância para a fonte primária do feixe de radiação. Além disso, regiões com estruturas mais densas contribuem para o aumento de mA utilizado na região, como por exemplo a região de pelve. Neste estudo, as maiores doses absorvidas foram encontradas na região de abdômen superior, em estômago e baço. Acreditamos que isso ocorreu devido ao protocolo avaliado possuir cinco fases de aquisição nesta região. Estes achados estão consistentes com a literatura. Fuji *et al.* e Sookpeng *et al.* analisaram protocolos de abdômen-pelve com ATCM e encontraram as maiores doses absorvidas no estômago (17,21). Sabarudin *et al.* possui achados de maiores doses absorvidas em colón, para exames com apenas uma fase em abdômen total (2). A análise dosimétrica com TLDs é considerado o método standard para avaliações de dose na tomografia computadorizada (2,21). Entretanto, esta técnica possui limitações, como por exemplo, a impraticabilidade na rotina clínica por se tratar de uma análise com alto consumo de tempo (2).

Neste estudo, houve uma diferença significativa nas doses efetivas entre os dois tomógrafos. Foi encontrado uma diferença de 39,40% da *E* entre os protocolos de menor e maior dose, com a menores doses no equipamento de 64-canais. Este achado está de acordo com a literatura, pelo fato do equipamento de 64-canais possuir ATCM angular (*xy*) e longitudinal (*z*) (15). Além disso, este tomógrafo está equipado com a ferramenta de redução de dose ASIR. A literatura confirma que o uso do ASIR e da modulação longitudinal (*z*) podem reduzir as doses de radiação dos exames (4).

As doses efetivas dos protocolos avaliados neste estudo estão condizentes com os valores considerados padrões da literatura. Gervaise *et al.* descreve como padrão em exames de TC de abdômen-pelve doses entre 10 e 12 mSv por sequência (3). Nossos valores de dose por sequência variam de 7,22 a 11,23 mSv, apresentando uma redução de 27,8% quando comparado a este estudo. Nossos valores também estão de acordo com os considerados padrão pela AAPM Report nº96, onde o valor padrão de dose por sequência varia entre 8 e 14 mSv (9,29).

Sabarudin *et al.* apresenta valores de dose efetiva para TC de abdômen-pelve com ATCM de $6,01 \pm 0,20$ mSv (2). Encontramos valores semelhantes no protocolo 2 aqui avaliado,

com E de 7,22 mSv. Ambos exames foram executados em um equipamento de 64 canais. A diferença de valores pode ser devido à maior espessura dos cortes da aquisição das imagens no estudo de Sabarudin *et al.*, o que ocasionaria na necessidade de menores valores de mA e consequente diminuição da dose final (3).

Rizzo *et al.* avaliou protocolos ATCM para tórax/abdômen-pelve em dois diferentes equipamentos, 16 e 64 canais, com doses efetivas de 12,22 e 9,23 mSv, respectivamente (4). O estudo justifica a redução de 24,5% da E entre os tomógrafos devido ao uso da ferramenta ASIR presente no equipamento de 64 canais (4). Contemplamos valores semelhantes em nosso trabalho, com E de 11,93 e 7,22 mSv, respectivamente, para os equipamentos de 16 e 64 canais e com redução de 39,40%.

Qualidade da Imagem

As análises de qualidade da imagem objetiva e subjetiva permitiram avaliar os protocolos quanto ao nível de ruído, resolução espacial, baixo contraste e aceitabilidade diagnóstica. A avaliação subjetiva foi realizada para fornecer informações que não poderiam ser obtidas com o fantoma antropomórfico. O fantoma antropomórfico é constituído de um material sintético homogêneo, sem estruturas, bordas ou diferenças de densidade que permitam o radiologista avaliar a resolução espacial e o baixo contraste dos exames.

É possível observar que nenhum protocolo teve análise inferior a “aceitável”, mostrando que a redução de 39,4% na dose não prejudicou a qualidade diagnóstica do exame. Os parâmetros de qualidade da imagem não tiveram diferença significativa entre observadores ($p > 0.05$).

Lee *et al.* avaliou protocolos de abdômen-pelve tanto para dose como qualidade de imagem em um equipamento de 16-canais (15). O valor de ruído apresentado, $12,71 \pm 1,74$ UH, e a aceitabilidade diagnóstica foram avaliados positivamente, por seus observadores, como acima da média (15). Nossos valores de ruído se mostraram menores, $4,86 \pm 0,65$ a $9,46 \pm 0,99$ UH, demonstrando uma melhor qualidade da imagem em relação a este estudo.

Considerações Finais

Este trabalho está de acordo com os achados mais recentes da literatura para os valores de dose efetiva e qualidade da imagem. A possibilidade de maiores reduções na dose efetiva pode ocorrer com o acréscimo de outras alterações nos parâmetros de aquisição. A redução de kV de 120 para 80 em pacientes padrão, descrito por Gervaise *et al.*, pode reduzir até 75% das

doses (3). A diminuição das múltiplas fases nos exames de abdômen-pelve também se apresenta como uma possibilidade. O uso apenas da fase portal em exames de estadiamento de câncer de ovário é considerado suficiente (4).

Foram avaliados protocolos de TC em apenas dois equipamentos de uma instituição. Entretanto, nossa escolha de protocolos está baseada em estudos da literatura (4,16) e nossos resultados podem ser reproduzidos em equipamentos de diferentes fabricantes. É possível realizar maiores otimizações com um estudo prospectivo, devido a possibilidade de mudanças mais expressivas nos parâmetros de aquisição da imagem.

7. CONCLUSÃO

O presente estudo avaliou cinco protocolos diferentes de tomografia computadorizada de abdômen-pelve com a técnica da modulação automática da corrente do tubo, em dois equipamentos distintos. As diferenças nos protocolos ATCM permitem reduções expressivas nas doses de radiação recebidas pelos pacientes. Com a presente metodologia é possível alcançar reduções de 39,40%. Esta metodologia pode ser aplicada em diversas rotinas clínicas e em equipamentos de diferentes fabricantes, com o objetivo de buscar maiores otimizações nos protocolos de TC em estudos futuros. Adicionalmente, esta metodologia fornece as informações necessárias e essenciais para determinar de forma segura um protocolo otimizado. As duas metodologias de avaliação da qualidade da imagem se corroboram e validam a redução de dose encontrada na análise dosimétrica.

1. A avaliação de protocolos ATCM comumente utilizados na rotina clínica do HCFMB permite estabelecer o padrão da instituição e orientar o uso de uma técnica otimizada;
2. Com o uso do fantoma antropomórfico e dos TLDs foi possível obter as doses absorvidas dos tecidos e órgãos em cada protocolo, e desta forma observar que a região de abdômen superior (baço e estômago) foi mais exposta durante este exame;
3. O uso de TLDs também permitiu o cálculo da dose efetiva (baseado na ICRP 103), fornecendo um valor global da dose para cada protocolo;
4. A aquisição de imagens no fantoma analítico com protocolos ATCM proporcionou a determinação de parâmetros objetivos de qualidade da imagem (fantoma analítico) avaliando a interferência da variação de parâmetros de aquisição no ruído, na resolução espacial e no baixo contraste da imagem;
5. A avaliação subjetiva de qualidade da foi condizente e complementou as avaliações objetivas fornecendo subsídios para apreciar protocolos como otimizados;
6. Para o equipamento de 16-canaís, os parâmetros de aquisição do protocolo 5 mostraram-se os mais otimizados, alcançando uma redução de dose de 23,27%. O protocolo 2 é estabelecido como o mais otimizado para o equipamento de 64-canaís, possibilitando uma redução de 14% da dose de radiação.

8. REFERÊNCIAS

1. Reiser MF, Becker CR, Nikolaou K, Glazer G. Multislice: Tomografia Computadorizada. 3ª edição. Revinter, organizador. 2011. 640 p.
2. 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*. 2014;16(1):5135.
3. Gervaise A, Gervaise-Henry C, Pernin M, Naulet P, Junca-Laplace C, Lapierre-Combes M. How to perform low-dose computed tomography for renal colic in clinical practice. *Diagn Interv Imaging*. 2016;97(4):393–400.
4. Rizzo S, Origgi D, Brambilla S, De Maria F, Foà R, Raimondi S, et al. Radiation Exposure of Ovarian Cancer Patients. *Medicine (Baltimore)*. 2015;94(17):e765.
5. Bressan AK, Ouellet J-F, Tanyingoh D, Dixon E, Kaplan GG, Grondin SC, et al. Temporal trends in the use of diagnostic imaging for inpatients with pancreatic conditions: How much ionizing radiation are we using? *Can J Surg*. 2016;59(3):188–96.
6. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med*. 2007;357(22):2277–84.
7. Smith AB, Dillon WP, Lau BC, Gould R, Verdun FR, Lopez EB, et al. Radiation dose reduction strategy for CT protocols: successful implementation in neuroradiology section. *Radiology* [Internet]. maio de 2008;247(2):499–506. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18372456>
8. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard J, et al. Strategies for CT Radiation Dose Optimization. *Radiology*. 2004;230:619–28.
9. Ney MSCJ, Dos Santos AASMD, Fonseca GiVDS, Lodi CS. Effective Doses Radiation to the Patients in Examinations Performed in Three CT Scanners in Brazil? *Radiat Prot Dosimetry*. 5 de abril de 2017;1–6.
10. Lee CI, Haims AH, Monico EP, 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.

11. ICRP. ICRP 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Ann ICRP*. 2007;37:330.
12. Pearce MS, Salotti JA, Little MP, McHugh K, Lee C, Kim KP, et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: A retrospective cohort study. *Lancet*. 2012;380(9840):499–505.
13. Hall EJ, Brenner DJ. Cancer risks from diagnostic radiology. *Br J Radiol*. maio de 2008;81(965):362–78.
14. 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.
15. Lee S, Yoon S-W, Yoo S-M, 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.
16. 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. 2015;1–7.
17. Sookpeng S, Martin CJ, Gentle DJ. Influence of CT automatic tube current modulation on uncertainty in effective dose. *Radiat Prot Dosimetry*. 2016;168(1):46–54.
18. 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;25:20–31.
19. Miller DL, Vano E, Bartal G, Balter S, Dixon R, Padovani R, et al. Occupational radiation protection in interventional radiology: A joint guideline of the cardiovascular and interventional radiology society of Europe and the society of interventional radiology. *J Vasc Interv Radiol*. 2010;21(5):607–15.
20. ICRP. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. *Ann ICRP*. 1991;(21):1–3.

21. Fujii K, Aoyama T, Yamauchi-Kawaura C, Koyama S, Yamauchi M, Ko S, et al. Radiation dose evaluation in 64-slice CT examinations with adult and paediatric anthropomorphic phantoms. *Br J Radiol.* 2009;82(984):1010–8.
22. 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.
23. Santos ES, Nacif MS. *Manual de Técnicas em Tomografia Computadorizada.* 1ª Edição. Rubio, organizador. 2009. 280 p.
24. Jr NJ, Rose T. Online Radiography Continuing Education for Radiologic X ray Technologist. *CE Essentials.* 2014;1–25.
25. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Schmidt B, Westerman BL, Morgan HT, et al. Techniques and Applications of Automatic Tube Current Modulation for CT1. *Radiology.* 2004;233(3):649–57.
26. AAPM Report No. 204: Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations. *Am Assoc Phys Med.* 2011;
27. Bacchim Neto FA, Alves AFF, Mascarenhas YM, Giacomini G, Maués NHPB, Nicolucci P, et al. Efficiency of personal dosimetry methods in vascular interventional radiology. *Phys Medica.* maio de 2017;37:58–67.
28. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography European Guidelines on Quality Criteria. Rep , EUR16262. 1998;
29. AAPM Report N.º 96 - The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. American Association of Physicists in Medicine. 2008.