



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
ESCOLA DE ENGENHARIA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA NUCLEAR  
PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES

Lorena Cunha Fernandes

**Estudos dosimétricos das varreduras de cabeça em tomografia  
computadorizada: avaliação da qualidade de imagem visando à otimização  
de protocolos**

Belo Horizonte

2018

Lorena Cunha Fernandes

**Estudos dosimétricos das varreduras de cabeça em tomografia  
computadorizada: avaliação da qualidade de imagem visando à otimização  
de protocolos**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências e Técnicas Nucleares como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área de Concentração: Ciências das Radiações

Orientador: Prof. Dr. Arnaldo Prata Mourão

Belo Horizonte

2018

F363e

Fernandes, Lorena Cunha.

Estudos dosimétricos das varreduras de cabeça em tomografia computadorizada [manuscrito]: avaliação da qualidade de imagem visando à otimização de protocolos / Lorena Cunha Fernandes. – 2018.  
94 f., enc.: il.

Orientador: Arnaldo Prata Mourão.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Bibliografia: f. 91-94.

1. Engenharia nuclear - Teses. 2. Radiação- Dosimetria - Teses.  
3. Tomografia - Teses. 4. Diagnóstico por imagem - Teses. 5. Cabeça - Tomografia - Teses. I. Mourão Filho, Arnaldo Prata. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. III. Título.

CDU: 621.039(043)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES



## FOLHA DE APROVAÇÃO

***Estudo dosimétricos das varreduras de cabeça em tomografia computadorizada: avaliação da qualidade de imagem visando à otimização de protocolos***

### LORENA CUNHA FERNANDES

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, área de concentração CIÊNCIAS DAS RADIAÇÕES.

Aprovada em 07 de fevereiro de 2018, pela banca constituída pelos membros:

  
Prof. Arnaldo Prata Mourão Filho - Orientador  
PCTN - CEFET/MG

  
Dr. Carlos/Eduardo Velásquez Cabrera  
Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG

  
Profa. Vanessa Guerra Caires  
CEFET/MG

  
Dra. Thêssa Cristina Alonso  
CDTN/CNEN

Belo Horizonte, 7 de fevereiro de 2018.

## **Dedicatória**

*Dedico esta dissertação à minha mãe,*

*Lázara Maria de Jesus.*

## **Agradecimentos**

Primeiramente agradeço à Deus pela oportunidade de realizar este curso, por ter me dado força e sabedoria para contornar os obstáculos e os momentos difíceis, e colocado em meu caminho pessoas sinceras e amigas.

Ao professor orientador Dr. Arnaldo Prata Mourão por ter acreditado em minha capacidade e me dado liberdade para colocar em prática a criatividade e desenvolver esta pesquisa. Obrigada pela paciência, competência e especialmente a atenção nas revisões e sugestões, fatores fundamentais para a conclusão deste e outros trabalhos.

À minha amada mãe Lázara pelo amor, motivação, conselhos, correções, ensinamentos, dedicação, sacrifícios e renúncias realizados ao longo da minha vida para me proporcionar uma boa formação acadêmica e me fazer uma mulher de princípios de boa moral, corajosa e determinada. Ao meu irmão Igor pela preocupação no bem estar da família.

Ao meu amado Renato pela amizade, motivação, paciência, carinho, atenção, apoio e conselhos. Obrigada pela disposição em me ajudar.

À todos os professores do Departamento de Engenharia Nuclear da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) pelas discussões e ensinamentos de forma direta e indireta, que contribuíram para o aprofundamento de meus conhecimentos.

À todos os meus amigos do Departamento de Engenharia Nuclear da UFMG pela troca de conhecimento e momentos de sorrisos.

Aos meus amigos Carlos, Raphael, Thomas, Wilker, Luana, Liliane, Jordan, Gilson, Joauro, Michel e todos que convivi na casa 77, obrigada pela amizade e conversas agradáveis.

À todos os amigos e familiares que contribuíram direta ou indiretamente na realização desse trabalho, incentivando e torcendo por sua conclusão.

Ao Centro de Imagem Molecular (CIMol) da Faculdade de Medicina da UFMG e a Clínica do Barreiro pela atenção e pela disponibilização de materiais e equipamentos para realização deste trabalho. Ao Centro de Desenvolvimento de Energia Nuclear (CDTN) pelo o empréstimo do objeto simulador antropomórfico.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) e Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pelo suporte financeiro para publicação e pela bolsa de mestrado.

*“Alguns homens veem as coisas como são, e dizem ‘Por quê?’ Eu sonho com as coisas que nunca foram e digo ‘Por que não?’”*

*(George Bernard Shaw)*

## RESUMO

A tomografia computadorizada é o exame diagnóstico por imagem que mais contribui para o aumento da dose média populacional. Os protocolos de varreduras de cabeça estão entre aqueles que mais depositam dose em pacientes. Este trabalho apresenta como foram realizados as otimizações dos protocolos de aquisição de varredura de cabeça adulto em dois equipamentos de tomografia computadorizada com a dose para cada protocolo e comparando-os com a qualidade da imagem gerada. Para o levantamento de dose foram utilizados filmes radiocrômicos, uma câmara de ionização tipo lápis e objetos simuladores de cabeça. As técnicas realizadas foram: o método de controle automático de corrente e o método de seleção de parâmetros, de forma que os protocolos otimizados se adequassem aos níveis de referência de diagnóstico (NRD). O objetivo é obter a menor dose associada a imagem com boa qualidade diagnóstica para que os protocolos sejam sugeridos e utilizados no serviço de radiologia diagnóstica do hospital, e assim obter uma melhor conservação do equipamento e radioproteção do paciente hospitalar. Neste trabalho são descritas as duas metodologias de otimização de protocolo de exame de cabeça, juntamente com a análise dosimétrica e dos parâmetros de controle de qualidade da imagem, sendo que estas foram aplicadas para avaliação da redução na dose no cristalino com e sem a utilização de protetor ocular de bismuto. Os resultados apresentaram os perfis longitudinais de dose para cada protocolo otimizado e não otimizado, a relação do  $CTDI_{vol}$ , o ruído da imagem central para obtenção do melhor protocolo otimizado e a eficácia na utilização do protetor de bismuto sem o comprometimento da imagem do exame.

Palavras-chave: Tomografia computadoriza, otimização de protocolo, exame de cabeça, filmes radiocrômicos, qualidade da imagem diagnóstica.

## **ABSTRACT**

Computed tomography scan is the diagnostic imaging exam that most contributes to the increase in the population average dose. The head protocols are among those that deposit the highest dose on the patient. This work presents the optimizations of the adult head exam acquisition protocols were accomplished in two computerized tomography scans devices presenting the dose for each protocol and comparing them with the image quality generated. Radiochromic films and ionization chamber and head simulating objects were used for the dose survey. The techniques performed were the automatic current control method and the parameter selection method; and the results of the optimized was verified according with the limits presented in the diagnostic reference levels, aiming at the lower dose associated with better image quality for them to be suggested and used in the radiodiagnosis service of the hospital, in order to obtain a better preservation of the equipment and radioprotection. In this work the full describe detail of the two methodologies of optimization of the adult head exam protocol previously mentioned are presented together with the dosimetric and image quality analysis, which were applied to evaluate the reduction in the dose in the lens with and without the use of bismuth ocular protector. The results presented longitudinal dose profiles for each optimized and non-optimized protocol, the relationship between  $CTDI_{vol}$  and central image noise to obtain the best optimized protocol and the efficacy of the bismuth protector without compromising the image quality.

**Keywords:** Computed tomography, protocol optimization, adult head exam protocol, radiocromic films, image quality.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Sistema de múltiplos detectores e movimento helicoidal dos detectores e tubo de raios X. ....	23
Figura 2: Perfil do índice de dose em tomografia computadorizada. ....	33
Figura 3: Perfil de dose para uma série de 15 cortes, com 10 mm de espessura e 10mm de intervalo entre os cortes. ....	35
Figura 4: Representação do objeto simulador de PMMA e suas respectivas aberturas. ....	41
Figura 5: Estrutura do filme radiocrômico Gafchromic XR-QA2. ....	42
Figura 6: Curva de calibração dosimétrica do filme radiocrômico Gafchromic XR-QA2. ....	43
Figura 7: Montagem do experimento para o controle de qualidade da câmara de ionização...46	
Figura 8: Tarugos para posicionamento do filme radiocrômico no objeto simulador de PMMA. ....	47
Figura 9: Posicionamento do objeto simulador e das tiras de filme radiocrômico nos tarugos no tomógrafo 1. ....	50
Figura 10: Seleção da ROI na imagem para análise do ruído. ....	52
Figura 11: Posicionamento da câmara de ionização do objeto simulador no Tomógrafo 2. ....	53
Figura 12: Posicionamento do objeto simulador com as fitas de filme radiocrômico dentro dos tarugos no suporte do Tomógrafo 2. ....	54
Figura 13: Posicionamento dos objetos simuladores utilizando um suporte de cabeça e um protetor ocular de bismuto no tomógrafo 1. ....	56
Figura 14: Posicionamento dos objetos simuladores utilizando um suporte de cabeça e um protetor ocular de bismuto no tomógrafo 2. ....	56
Figura 15: Posicionamento do simulador Alderson com o protetor ocular de bismuto no tomógrafo 1. ....	57
Figura 16: Seleção da ROI na imagem para análise do ruído na região homogênea do simulador Alderson. ....	58
Figura 17: Gráfico do ruído da imagem pelo $CTDI_{vol}$ medido com o filme radiocrômico para os protocolos otimizados de 80, 100 e 120 kV. ....	64
Figura 18: Gráfico da relação sinal-ruído com a dose em $CTDI_{vol}$ , medido utilizando a câmara de ionização, para os protocolos otimizados e rotina. ....	65

Figura 19: Gráfico do perfil de dose do protocolo otimizado de 80 kV do tomógrafo 1.....	66
Figura 20: Gráfico do perfil de dose do protocolo otimizado de 100 kV do tomógrafo 1.....	67
Figura 21: Gráfico do perfil de dose do protocolo otimizado de 120 kV do tomógrafo 1.....	67
Figura 22: Gráfico do perfil de dose do protocolo não otimizado de 120 kV do tomógrafo 1.....	68
Figura 23: Gráfico do ruído da imagem pelo $CTDI_{vol}$ para os protocolos otimizados de 80, 100 e 120 kV do tomógrafo 2.....	73
Figura 24: Gráfico da relação sinal-ruído com a dose em $CTDI_{vol}$ , medido utilizando a câmara de ionização, para os protocolos otimizados e de rotinas do tomógrafo 2.....	73
Figura 25: Gráfico do perfil de dose do protocolo otimizado de 80 kV do tomógrafo 2.....	75
Figura 26: Gráfico do perfil de dose do protocolo otimizado de 100 kV do tomógrafo 2.....	75
Figura 27: Gráfico do perfil de dose do protocolo otimizado de 120 kV do tomógrafo 2.....	76
Figura 28: Gráfico do perfil de dose do protocolo de rotina de 135 kV (P1) do tomógrafo 2.....	76
Figura 29: Gráfico do perfil de dose do protocolo de rotina de 135 kV (P2) do tomógrafo 2.....	77
Figura 30: Gráfico da dose na tireoide, cristalino esquerdo e direito com e sem protetor ocular de bismuto para protocolos otimizados e de rotina do tomógrafo 1, utilizando objetos simuladores de PMMA.....	79
Figura 31: Gráfico da dose na tireoide, cristalino esquerdo e direito com e sem protetor ocular de bismuto para protocolos otimizados do tomógrafo 1, utilizando um simulador Alderson.....	81
Figura 32: Gráfico da dose na tireoide, cristalino esquerdo e direito com e sem protetor ocular para protocolos de rotinas e os otimizados do tomógrafo 2, utilizando objetos simuladores de PMMA.....	83

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Níveis de referências de diagnóstico para exame de cabeça em TC. ....	32
Tabela 2: Protocolo helicoidal otimizado de rotina do tomógrafo 1 .....	51
Tabela 3: Protocolos helicoidais otimizados e de rotinas do tomógrafo 2 .....	54
Tabela 4: Resultado da energia média e seus respectivos coeficientes de atenuação no ar, água, PMMA e cristalino.....	59
Tabela 5: Fator de conversão do kerma no ar em dose absorvida em água, PMMA e cristalino. ....	60
Tabela 6: Resultados das leituras da câmara de ionização com o protocolo de calibração padrão. ....	61
Tabela 7: Dados de kerma no ar da conversão das leituras da câmara de ionização e filme radiocrômico nos protocolos otimizados e não otimizado. ....	61
Tabela 8: Resultados do MSAD e $CTDI_{vol}$ para protocolos de exame de cabeça adulto otimizados e rotina. ....	62
Tabela 9: Dados de ruído das imagens dos protocolos otimizados e rotina.....	63
Tabela 10: Ruído para cada posição do perfil de dose do protocolo otimizado do tomógrafo 1. ....	68
Tabela 11: Dados das leituras médias realizadas com a câmara de ionização com o protocolo padrão de calibração no tomógrafo 2. ....	69
Tabela 12: Dados do $C_{ar,100}$ convertido para as correntes dos protocolos otimizados e dos protocolos de rotina, coeficientes de conversão e $CTDI$ do filme radiocrômico. ....	70
Tabela 13: Resultados do MSAD e $CTDI_{vol}$ para protocolos de exame de cabeça adulto otimizados e de rotinas do tomógrafo 2. ....	70
Tabela 14: Dados de ruído das imagens dos protocolos de rotinas e os otimizados. ....	72
Tabela 15: Ruído da região de cada perfil de dose para os protocolos otimizados do tomógrafo 2. ....	77
Tabela 16: Dose no cristalino esquerdo, direito e tireoide dos protocolos otimizados e de rotina do tomógrafo 1. ....	78
Tabela 17: Dados de ruído das imagens dos protocolos otimizados e de rotina do tomógrafo 1, utilizando o protetor ocular de bismuto. ....	80
Tabela 18: Dados do ruído e da dose na tiroide, cristalino esquerdo e direito dos protocolos otimizados, com e sem o protetor ocular de bismuto. ....	81

Tabela 20: Tabela da dose absorvida no cristalino esquerdo, direito e tireoide dos protocolos de rotinas e otimizados do tomógrafo 2. ....	82
Tabela 21: Dados de ruído das imagens dos protocolos de rotinas e otimizados do tomógrafo 2, utilizando o protetor ocular de bismuto. ....	84
Tabela 22: Incerteza da calibração do filme radiocrômico. ....	85
Tabela 23: Incerteza da câmara de ionização. ....	85

## LISTA DE ABREVIATURAS

AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
AEC	<i>Automatic Exposition Control</i>
AIEA	Agência Internacional de Energia Atômica
ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
CTDI	<i>Computed Tomography Dose Index</i>
EC	<i>European Communities</i>
FWHM	<i>Full Width at Half Maximum</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
INCA	Instituto Nacional de Câncer
MSAD	<i>Multiple Scan Average Dose</i>
NRDs	Níveis de Referência de diagnóstico
NRPB	<i>National Radiological Protection Board</i>
PMMA	<i>Polimetilmetacrilato</i>
ROI	<i>Region Of Interest</i>
RSR	Razão Sinal Ruído
TC	Tomografia Computadorizada
TLD	<i>Thermoluminescent Dosimeter</i>
CASEC	Comitê de Avaliação de Serviços de Ensaio e Calibração
GE	General Electric
NIST	National Institute of Standards and Technology

## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	18
1.1	Objetivo Geral .....	20
1.1.1	Objetivos Específicos .....	20
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA .....	22
2.1	Tomografia Computadorizada.....	22
2.2	Princípio da formação da imagem .....	24
2.2.1	Escala Hounsfield (H) .....	24
2.3	Parâmetros de avaliação da qualidade da imagem .....	25
2.3.1	Razão sinal-ruído e ruído.....	26
2.3.2	Relação contraste-ruído .....	27
2.4	Parâmetros que afetam na dose .....	27
2.4.1	Tensão do tubo e a corrente catodo-anodo .....	27
2.4.2	Colimação do feixe e o fator de passo (pitch) .....	28
2.4.3	Controle automático de exposição.....	29
2.5	Fundamentos de otimização .....	29
2.5.1	Proteção radiológica .....	30
2.5.2	Níveis de Referência de Diagnóstico.....	31
2.6	Cálculo de dose em tomografia computadorizada.....	32
2.6.1	Índice de dose da tomografia computadorizada (CTDI) .....	32
2.6.2	Dose média em múltiplos cortes (MSAD) .....	35
2.7	Instrumentação para análise dosimétrica.....	36
2.7.1	Câmara de ionização.....	36
2.7.2	Filmes radiocrômicos .....	37
2.7.3	Objetos simuladores em Tomografia computadorizada .....	38
2.8	Determinação das incertezas .....	38

2.8.1	Incerteza da densidade ótica do filme radiocrômico .....	39
3	METODOLOGIA.....	40
3.1	Materiais .....	40
3.2	Métodos .....	44
3.2.1	Cálculo da energia média .....	44
3.2.2	Controle de qualidade da câmara de ionização .....	45
3.2.3	Calibração e leitura dos filmes radiocrômicos .....	46
3.2.4	Otimização de protocolo e avaliação da qualidade de imagem do tomógrafo 1 .....	49
3.2.5	Otimização de protocolo e avaliação da qualidade de imagem do tomógrafo 2 .....	52
3.2.6	Medidas de dose com o protetor ocular de bismuto dos protocolos otimizados e de rotinas .....	55
4	RESULTADOS E ANÁLISES .....	59
4.1	Energia média e coeficiente de atenuação mássico dos raios X.....	59
4.2	Resultados da otimização de protocolo e avaliação da qualidade de imagem do tomógrafo 1 .....	60
4.3	Resultados da otimização de protocolo e avaliação da qualidade da imagem do tomógrafo 2 .....	68
4.4	Utilização do Protocolo otimizado com o protetor ocular de bismuto .....	77
4.4.1	Utilização do protetor ocular de bismuto nos protocolos do tomógrafo 1 .....	77
4.4.2	Utilização do protetor ocular de bismuto nos protocolos do tomógrafo 2 .....	81
4.5	Incertezas dos experimentos.....	84
4.6	Conclusões do capítulo.....	85
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	89
6	REFERÊNCIAS .....	91

## 1 INTRODUÇÃO

Nos últimos anos o número de casos diagnosticados de câncer no sistema nervoso central (SNC) tem aumentado, e pesquisas indicaram que esse aumento está atrelado ao grande avanço tecnológico em exames de imagens que requerem o uso de radiação ionizante e também à maior acessibilidade dos indivíduos a esses diagnósticos. No Brasil, segundo o Instituto Nacional do Câncer (INCA), foram estimados para os anos 2016 e 2017 a incidência de 600 mil novos casos de câncer, e para a ocorrência de câncer no SNC em Minas Gerais, foram esperados 900 casos para cada 100 mil habitantes (INCA, 2015).

Baseado nesses dados existe uma preocupação em sempre poder aprimorar a área da proteção radiológica, que tem como conceito de que qualquer nível de radiação ionizante, por menor que seja, pode gerar efeitos estocásticos. Porém, ainda não está completamente estabelecida a relação entre as doses de radiação e efeitos nos indivíduos expostos à mesma, aumentando assim a preocupação nos cuidados na utilização da radiação ionizante (INCA, 2015).

Nesse contexto, as imagens geradas por Tomografia Computadorizada (TC) apresentam protocolos de aquisição estabelecidos pelos seus fabricantes que têm como principal objetivo satisfazer às necessidades de um bom diagnóstico, mas que ainda requerem uma otimização a fim de obter uma ótima relação entre a dose recebida pelo paciente e a qualidade da imagem médica. Para tal, é necessário que esse processo siga o princípio de ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) de proteção radiológica na qual se consolida na justificação, otimização e limitação da dose, sendo estas as principais características para a segurança de todos os envolvidos nos exames que utilizam radiação ionizante (IAEA, 2007).

Com a evolução da tecnologia em TC ocorreram melhoramentos nos processos de aquisição de dados, nos processamento de dados, na qualidade de imagem e na redução do tempo de aquisição de dados. Essas características contribuíram na redução da dose no paciente, e permitiram que essa técnica se destacasse entre as outras modalidades de produção de imagem médica.

Conforme a boa aceitação desta técnica para aplicações na área da medicina houve um crescimento, nesses últimos anos, do número de exames de TC. Como exemplo foi estimado

para um grupo de 1.000 habitantes nos Estados Unidos para o ano de 2016, aproximadamente 254 exames realizados em hospitais e prestadores ambulatoriais de cuidados (OECD, 2017).

Esse aumento da utilização da TC despertou e incentivou os órgãos internacionais e nacionais, responsáveis pelo uso da radiação ionizante, a propor protocolos de dosimetria e otimização de dose nos exames; sendo que a TC é umas das modalidades de geração de imagem que mais contribui com o aumento da dose média anual por indivíduo (AAPM, 2008); (ANVISA, 1998); (DALMAZO; ELIAS; *et al*, 2010).

Para a realização da otimização do protocolo de exame é sugerido a utilização de um objeto simulador de corpo, câmara de ionização e dosímetros calibrados para as energias dos feixes de raios X gerados em TC, como os filmes radiocrômicos ou dosímetros termoluminescente (TLD), nos quais é possível obter as medidas das grandezas dosimétricas. Assim, através de ajustes nos parâmetros, como corrente catodo-anodo (mA), tensão do tubo (kV), pitch, espessura de corte e tempo de rotação, pode-se obter diferentes dados de grandezas dosimétricas e propor protocolos para o serviço de radiologia diagnóstica com objetivo de encontrar a melhor relação entre a qualidade da imagem e a segurança dos indivíduos que participam do exame (AAPM, 2008); (OLIVEIRA; MOURÃO; SILVA, 2013).

As grandezas dosimétricas utilizadas na otimização são sugeridas tanto pela Associação Americana de Física Médica dado em termos de índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI), que pode ser entendida como a medida da dose em apenas um único corte em TC, quanto pelo código de prática TRS-457 publicado pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) que sugere a grandeza em índice de kerma no ar ( $C_a$ ), que mede o kerma no ar livre ou no *polimetilmetacrilato* (PMMA) em uma única rotação do tubo de raios X. As grandezas sugeridas por ambas são adquiridas de forma análoga, o que diferem são os conceitos e cálculos (AAPM, 2008); (IAEA, 2007).

Os protocolos otimizados devem ser avaliados e os valores de dose comparados com os Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD), que por recomendações internacionais e nacionais são medidos em dose média em múltiplos cortes (MSAD - *Multiple Scan Average Dose*) e estipulados para um indivíduo adulto com medidas padrões (ICRP, 2011).

Dessa forma, a otimização dos protocolos de exames devem estar presente na rotina de um serviço de radiologia diagnóstica, e essas informações devem ser difundidas entre todos os funcionários que manipulam os equipamentos geradores de imagem, a fim de que possam ser

discutidas entre todos para entender a importância da prática, propondo melhores métodos para obter a menor dose e o melhor diagnóstico (SANTOS, 2016); (DALMAZO; ELIAS; *et al*, 2010).

## 1.1 Objetivo Geral

O principal objetivo é propor uma otimização do protocolo em exame de cabeça, utilizado nos serviços de radiologia diagnóstica, através do uso da ferramenta de controle automático de exposição (AEC) ou tentativas em modificações dos parâmetros selecionados, apresentando a viabilidade, associando a melhor qualidade da imagem à menor dose em pacientes em TC helicoidal.

Para atingir o objetivo este trabalho visa também estudar o perfil de dose nas varreduras de cabeça e as doses depositadas em órgãos de maior radiosensibilidade, utilizando um simulador de PMMA, filmes radiocrômicos e câmara de ionização, analisando a dose recebida pelo paciente e comparando os resultados dos protocolos com os níveis de referência de diagnóstico nacionais.

### 1.1.1 *Objetivos Específicos*

Os objetivos específicos deste trabalho são:

- Avaliar os protocolos de varredura de cabeça de adulto utilizados em TC;
- Estudar protocolos otimizados para varreduras de cabeça de adulto;
- Realizar medidas de dose com o filme radiocrômico e com a câmara de ionização utilizando objetos simuladores;
- Avaliar os protocolos otimizados e de rotinas, e comparar com os valores do NRDs nacional;
- Avaliar os valores de ruído para verificação da qualidade da imagem;
- Associar a menor dose a uma imagem com boa qualidade diagnóstica;
- Realizar medidas de dose na tireoide e nos cristalinos com o filme radiocrômico e protetor ocular de bismuto;

- Avaliar a influencia na qualidade da imagem diagnóstica devido ao uso do protetor de bismuto;
- Associar a menor dose na tireoide, cristalino esquerdo e direito a melhor imagem diagnóstica utilizando o protetor ocular de bismuto.
- Comparar as doses na tiroide e nos cristalinos utilizando dois objetos simuladores: PMMA e antropomórfico Alderson.

## 2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Este capítulo tem como objetivo apresentar características do aparelho tomografia computadorizada e a produção da imagem, os principais parâmetros de otimização e avaliação da imagem, sobre os dosímetros utilizados em TC e os níveis de referência de diagnóstico.

### 2.1 Tomografia Computadorizada

O desenvolvimento da tecnologia na área computacional possibilitou a criação da tomografia computadorizada, desenvolvida pelo engenheiro G. N. Hounsfield e o físico Cormack com o primeiro equipamento apresentado em 1972. O aparecimento da TC contribuiu para a evolução da imagem radiológica na medicina. Após sua invenção, ao longo dos anos até os dias de hoje, a TC vem sendo estudada com a finalidade de aperfeiçoar as suas características de desempenho como: a diminuição dos tempos de varredura, melhora na qualidade da imagem e aprimoramento dos algoritmos de reconstrução da imagem em 3D.

A evolução da TC foi dividida em gerações, sendo que as primeiras construídas, a partir do resultado experimental, foram chamadas de “primeira geração”, conforme o desenvolvimento de varredura com um sistema de feixe parcialmente em forma de leque surgiu a de “segunda geração”. Depois em 1976 surgiu a terceira geração que obtinha o feixe em forma de leque e um arco de detectores que giravam em torno do paciente. Mais tarde surgiu a “quarta geração” que tinha como diferencial a estaticidade dos detectores, que estavam posicionados em todos os 360° do arco, e somente a fonte de raios X que girava. E os chamados de “quinta geração” foram desenvolvidos para exames cardíacos, pois tinha uma capacidade de 50 ms de varredura, devido o seu tubo de raios X possuir um diferencial em produzir os elétrons atrás do equipamento e serem defletidos para um alvo de tungstênio que girava em torno do paciente (BUSHBERG, 2002).

Em busca de um sistema com um tempo de varredura menor, foram criados equipamentos com sistema helicoidal, denominados de “sexta geração”, que utiliza o *design* da terceira e quarta geração com o mecanismo de anel deslizante (*slip-ring*) e escovas, para a rotação do tubo de raios X, com a vantagem de eliminar os cabos e melhorar a locomoção do

tubo. As aquisições de dados são realizadas quando a mesa se desloca, o que torna a trajetória do feixe de raios X em formato helicoidal, proporcionando a coleta de informações contínua de forma rápida e eficiente.

A chamada “sétima geração”, tomografia computadorizada com sistema de múltiplos detectores (*multi-slice*), contendo fileiras 2, 6, 8, 10, 32, 64, 128, 256 e 300 detectores na direção da coordenada do eixo z, contribuindo significativamente para a agilidade no tempo de realização do exame, pois cada fileira de detectores gera uma imagem com a espessura do tamanho do detector, contudo estas fileiras podem se adicionar e tornar a espessura do corte mais larga (BUSHBERG, 2002).

Com a junção dos sistemas de múltiplos detectores com o helicoidal, conforme apresentada na Figura 1, possibilitou uma velocidade de varredura consideravelmente mais rápida, resolução espacial de 0,3 a 0,4 mm, eficiência na aquisição contínua e na reconstrução da imagem 3D. Outra característica importante é liberdade na escolha da espessura da fatia, que pode contribuir na redução da dose nos exames, produzir imagens mais rápidas, e aumentar a sensibilidade na detecção de lesões e doenças (LIFENG YU, 2009); (ICRP, 2007).

Figura 1: Sistema de múltiplos detectores e movimento helicoidal dos detectores e tubo de raios X.



Fonte: Acervo próprio, 2018.

## 2.2 Princípio da formação da imagem

Os dados de cada fatia irradiada são armazenados em forma de sinograma. O sinograma não é utilizado de forma clínica, mas através dele pode reconstruir a imagem e também é possível fazer um pré-processamento. A linha horizontal do sinograma representa os dados armazenados de uma determinada projeção (BUSHBERG, 2002).

Anteriormente à reconstrução da imagem, é aplicado a técnica de retroprojeção filtrada, que utiliza de uma operação de filtração matemática nomeada de convolução, que tem por finalidade reduzir os ruídos produzidos no sinograma. Através da organização desses dados na matriz do sinograma, é calculado o coeficiente de atenuação linear, para cada componente dessa matriz, através de métodos de sobreposição, onde cada valor de coeficiente de atenuação linear encontrado é somado na mesma linha do ângulo da aquisição, e é determinada a composição e densidade de cada tecido dentro de cada *voxel* do paciente. Com essa determinação de valores do *voxel* na matriz, essa é convertida em uma escala numérica denominada escala Hounsfield e a imagem formada corresponde à região anatômica em estudo (BUSHBERG, 2002).

No sistema helicoidal utiliza-se o método matemático de interpolação dos dados adquiridos entre as duas aquisições planares para obter a imagem nos pequenos intervalos, esta apesar de reduzir a sensibilidade de detecção de lesões nesta região central, onde é aplicado o método, podendo assim produzir imagens sem que haja uma dose adicional no paciente (BUSHBERG, 2002).

### 2.2.1 Escala Hounsfield (H)

A escala Hounsfield é utilizada para indicar o quanto o feixe de raios X foi atenuado no tecido e posteriormente através da correspondência dos valores numéricos utiliza-se uma escala de cinzas para representar a imagem. Essa transformação dos valores numéricos na escala Hounsfield em tons de cinza possibilita uma diferenciação melhor entre cores próximas que são indistinguíveis a olho nu. Essa escala é adimensional e dependerá do coeficiente de atenuação linear (LIMA, 2009); (MOURÃO, 2015).

Nessa escala os valores são normalizados, e obtidos de acordo com a equação (1), sendo o valor de referência a água. Em condições padrões de pressão e temperatura, o valor da água é igual a zero (0 H), o valor do ar é menos mil (-1000 H), e o valor máximo de variação dependerá da ocorrência de maior absorção da radiação pelo tecido ou objeto (MOURÃO, 2015).

$$H_x = 1000 \cdot \frac{\mu_x - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \quad (1)$$

Onde  $H_x$  é o valor da conversão da atenuação na escala Hounsfield do voxel  $x$ ,  $\mu_x$  é o coeficiente linear do *voxel*  $x$  e  $\mu_{\text{água}}$  é o coeficiente de atenuação linear da água.

Por convenção aos antigos filmes radiológicos, foi adotado que os menores valores de atenuação na escala Hounsfield são próximos da cor preta e os de maiores próximos ao branco, como exemplo os tecidos moles terão valores próximos de zero devido a sua composição ser predominantemente de água, já os tecidos menos densos que a água terão valores negativos e os mais densos valores positivos. Esses valores podem variar um pouco de acordo com o tipo de equipamento, características dos tecidos e penetração do feixe dos raios X (MOURÃO, 2015).

Para um maior detalhamento na imagem em relação ao contraste, é possível utilizar um recurso denominado de janela de cores, tal que utilizando este recurso ao selecionar uma região da imagem será recalculado a normalização tornando-se o de menor valor de atenuação na escala Hounsfield com a cor preta e o de maior como a cor branca. Essa função possibilita identificar com maior nitidez as estruturas que estão ocultas por tecidos que têm valores de atenuação semelhantes (MOURÃO, 2015).

### 2.3 Parâmetros de avaliação da qualidade da imagem

A qualidade da imagem pode ser determinada através da avaliação qualitativa e quantitativa. A qualitativa é realizada por um profissional treinado que utiliza de seus conhecimentos para julgar a imagem diagnóstica subjetivamente. E a avaliação quantitativa utiliza-se de parâmetros de medidas como o ruído, relação contraste-ruído, e razão sinal-ruído. Estes parâmetros são importantes para análise dos protocolos e da dose, possibilitando a

implantação do controle da garantia da qualidade do protocolo utilizado no serviço (ANDRADE, 2008); (ANVISA, 1998); (SIEGEL; SCHMIDT, 2004).

### 2.3.1 Razão sinal-ruído e ruído

O ruído é uma incerteza associada ao sinal processado, ocorre através da adição ou subtração de informações indesejáveis, causando a degradação da qualidade da imagem. Sua influência pode ser medida pela razão sinal-ruído (RSR), que permite representar o quanto o ruído interfere na informação contida na imagem. A RSR é utilizada tanto para a análise do desempenho do detector quanto para processos de otimização de dose no paciente (MEDEIROS, 2009); (BUSHBERG, 2002); (KENNETH; BONTRAGER, 2005).

Em imagens digitais pode-se medir a RSR de forma prática apenas selecionando na imagem uma região de interesse (ROI – *region of interest*) em um material homogêneo no qual todos os *voxels* obtém o mesmo coeficiente de absorção. A partir dos valor médio dos *pixels* selecionados, dividido pelo desvio padrão, que é a incerteza associado ao sinal, conforme apresentada na equação (2).

$$RSR = \frac{\bar{M}}{\sigma} \quad (2)$$

Sendo *RSR* a razão sinal-ruído,  $\bar{M}$  é a média dos valores de intensidades na escala Hounsfield e  $\sigma$  é o desvio padrão dos números de TC.

O parâmetro ruído da imagem em TC descreve a variação das intensidades na escala Hounsfield em uma região uniforme, e é obtido através da equação (3) utilizando da seleção de ROI em uma região homogenia do simulador, visto que a escala Hounsfield não se inicia em zero e sim em -1.000 H (LIFENG YU, 2009); (DALMAZO; ELIAS; *et al.*, 2010).

$$R = \frac{\sigma}{M + 1000} \quad (3)$$

Sendo que *R* é o ruído da imagem,  $\sigma$  é o desvio padrão dos números de TC, e *M* é a média das intensidades na escala Hounsfield.

### 2.3.2 Relação contraste-ruído

Na conversão de sinal em imagem, há uma curva característica onde a intensidade de sinal é associada a níveis de tons de cinza. Uma imagem é descrita em forma de matriz, onde cada elemento dela é um *pixel* e cada um apresenta um valor de intensidade. A imagem produzida dependerá da quantidade de *pixels*, distância entre eles e pela informação processada em *bytes*, sendo que uma imagem com 8 *bytes* contém 256 diferentes níveis de cinza.

Quando se utiliza um software de pós-processamento, uma das opções é através de uma ferramenta de mudança de janela que ajusta os valores das intensidades, a fim de obter uma visualização melhor da imagem. Essa ferramenta ao determinar a largura da janela pode-se modificar o contraste.

Então, é possível definir contraste como a distinção entre tons de cinza entre duas regiões. Em imagens digitais é utilizado para a avaliação da qualidade da imagem a relação contraste-ruído (RCR), que é definida pela equação (4) (BUSHEBERG, 2002):

$$RCR = \frac{RA - RB}{\sigma} \quad (4)$$

Onde RA é o valor médio da ROI de A, RB é o valor médio da ROI de B e  $\sigma$  é o desvio padrão da imagem.

## 2.4 Parâmetros que afetam na dose

### 2.4.1 Tensão do tubo e a corrente catodo-anodo

Na otimização de exames para uma relação favorável entre dose no paciente e qualidade da imagem deve ser considerada a tensão adequada para cada tipo de paciente e a finalidade do exame a ser realizado. Estudos recentes indicaram que para menores tensões podem reduzir a dose e melhorar a qualidade da imagem de acordo com a diminuição do volume do objeto simulador (SIEGEL; SCHMIDT, 2004).

Tendo em vista que imagens geradas a partir de tensões menores tendem a ser mais ruidosas devido à diminuição da dose, mas em contrapartida são mais contrastadas, porque há maior absorção de fótons de baixa energia pelo paciente. Sendo que, para paciente de maior volume a utilização de tensões menores não permitem a obtenção de imagens de boa qualidade diagnóstica, devido ao ruído ser maior que o contraste (LIFENG YU, 2009).

Portanto a tensão no tubo é dependentemente do tamanho do objeto e do tipo de exame, e a dose é proporcional a corrente catodo anodo. Sendo que, por exemplo, para a mesma tensão utilizada se duplicar a carga (mA.s) também dobra a dose no paciente (LIFENG YU, 2009); (BUSHBERG, 2002).

#### 2.4.2 Colimação do feixe e o fator de passo (*pitch*)

A escolha do tamanho da colimação do feixe, espessura de corte, deve ser definida de acordo com o tipo de meio que será irradiado, sendo que meios com alta absorção, como por exemplo, estruturas com meios com contraste, utilizam-se espessuras de cortes menores e os meios com baixa absorção, como os tecidos moles, é recomendado usar uma colimação maior. Isso se deve à relação direta entre o tamanho do *voxel* e a absorção da radiação, tal que isso apresenta uma diferença maior de atenuação entre os *voxels* de coeficiente de atenuação semelhantes. O uso de fatias finas acarreta um maior tempo de exame, diminuição do contraste e aumento na dose do paciente, mas em contrapartida aumenta a resolução espacial da imagem (LIMA, 2009).

O passo do sistema helicoidal, em inglês *pitch* ( $p$ ), é uma grandeza adimensional adotada pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection* - ICRP). O *pitch* é definido como a relação entre o deslocamento da mesa para uma rotação completa do tubo de raios X em torno do paciente ( $T$ ) e a espessura total nominal do feixe ( $x$ ), conforme apresenta a equação (5) (MOURÃO, 2015).

O tamanho do *pitch* pode ser avaliado pela largura a meia altura (*Full Width at Half Maximum* - FWHM) na curva de sensibilidade, sendo que o FWHM aumenta com o *pitch* (LIMA, 2009).

$$p = \frac{T}{x} \quad (5)$$

Onde:  $p$  é o fator de passo,  $T$  é o deslocamento da mesa e  $x$  é a espessura do corte.

O *pitch* é inversamente proporcional à dose recebida pelo paciente, que influencia tanto na qualidade da imagem quanto no tempo de exame. O seu melhor valor para utilização deve ser acompanhado com a análise da melhor imagem para diagnóstico (BUSHEBERG, 2002).

### 2.4.3 Controle automático de exposição

O controle automático de exposição (*Automatic Exposition Control* - AEC) é um software integrado em alguns aparelhos de TC que utiliza a modulação automática de corrente do tubo raios X de acordo com a densidade do meio irradiado, forma e tamanho do paciente. A corrente pode ser modulada de acordo com o ângulo de projeção, em relação ao comprimento do paciente ou em ambos (LIFENG YU, 2009).

A utilização do AEC objetiva obter a menor dose para uma adequada qualidade de imagem para diagnóstico, por exemplo a General Eletric (GE) utiliza a fixação do ruído na imagem (chamado de *noise index*), para que todas as fatias tenham esse mesmo ruído, usando a variação da corrente no tubo para controlar a quantidade de máxima e mínima de radiação, método denominado de *Smart mA* (LIFENG YU, 2009); (AAPM, 2008).

## 2.5 Fundamentos de otimização

Com os procedimentos de exames com tempo reduzido, por volta de 20 segundos, e o desenvolvimento de imagens tridimensionais com boa qualidade, possibilitou a detecção rápida e eficaz de doenças, como aneurismas e infartos. Essas são algumas características que acarretou um aumento exponencial do uso da TC na medicina (LIFENG YU, 2009).

A ampla utilização da TC na prevenção, rastreamento, planejamento de tratamentos e acompanhamento tanto de câncer como outras doenças, tornou esse método muito importante na prática médica. Devido a essa ampla utilização, estimou-se que 67 milhões de exames em TC foram realizados em 2006 nos EUA (LIFENG YU, 2009).

Devido a essa prática ser bastante difundida existe uma preocupação associada aos riscos da radiação ionizante, pois a TC é uma das técnicas de imagem que mais contribui com o aumento da dose populacional; aproximadamente a metade da exposição total da população nos EUA é gerada pelo uso da radiação pelos métodos de imagem médica (LIFENG YU, 2009).

Estes fatos despertaram a atenção das agências internacionais responsáveis pela utilização da radiação ionizante em promover a proteção radiológica na área médica, devido ao aumento da dose de radiação está associado ao aumento da probabilidade em produzir lesões radioinduzidas. Assim, foram propostos protocolos de dosimetria e otimização em TC, para que estes entrem em concordância com o princípio ALARA, que tem como principal objetivo tornar a dose da radiação tão baixa quanto razoavelmente possível (IAEA, 2007).

Neste contexto para que haja a redução da dose devem ser seguidos os princípios de justificação, o qual o paciente deve ser direcionando para o método de diagnóstico mais adequado para detecção, e a otimização dos parâmetros técnicos para cada modalidade de exame, de forma que a qualidade da imagem deve estar associada com a menor dose e do melhor perfil de dose (IAEA, 2007).

### *2.5.1 Proteção radiológica*

Em 2011 nos EUA, estudos relataram que um terço dos exames de TC prescritos podem ser considerados desnecessários e foram estimados uma exposição média de 7,1 mSv por varredura. Sendo que a exposição média à radiação natural anualmente está em torno de 3,1 mSv; é proposto pelos órgãos de proteção radiológica de 1 mSv por ano para o público em geral, visto que não está incluso nesse as irradiações por procedimentos médicos devido ao benefício que proporcionam ao paciente (FISCHETTI, 2011).

No entanto, com o número crescente de exames em TC, foram analisados em exames de crânio uma relação entre dose absorvida, variando entre 50 e 60 mGy, com o aumento de até três vezes o risco de gerar tumores cerebrais em crianças. Devido às altas exposições nos exames de cabeça e a alta probabilidade de geração de tumores é indicado uso de protetores nas regiões mais radiosensíveis (ARAÚJO, 2015).

A otimização da dose se baseia no princípio de obter a menor dose considerando a qualidade da imagem médica para um determinado tipo de exame. Para este resultado é sugerido o uso de objetos simuladores, constituído de material equivalente ao corpo humano, para que sejam realizados os testes dosimétricos utilizando dosímetros, como câmara de ionização ou outros materiais sensíveis à radiação que tenham sido calibrados (AAPM, 2008).

O protetor ocular é um equipamento de proteção individual, e é utilizado pelo paciente no momento da aquisição de dados em varreduras de cabeça com o intuito de diminuir a dose no cristalino que é um tecido considerado radiosensível. A desvantagem em utilizá-lo está associado a degradação da imagem devido ao espalhamento e aumento do ruído, e também no aumento da dose quanto ao uso do AEC. Mas em contrapartida estudos apontam para utilização do protetor fora do campo do feixe primário, resultando numa redução de 92% da dose absorvida sem que haja a diminuição da qualidade da imagem médica (ARAÚJO, 2015).

### 2.5.2 *Níveis de Referência de Diagnóstico*

Os Níveis de Referência de Diagnóstico (NRDs) são valores estabelecidos para uma boa prática de diagnóstico e são baseados no requisito de proteção radiológica. Estes são utilizados para comparação de exames radiológicos, avaliação do controle da qualidade (estabelecendo níveis de intervenções), e otimização de exposições médicas (CNEN, 2014); (JORNADA; SILVA, 2014).

As recomendações internacionais propõem os NRDs sejam utilizados como guias para alertar sobre a promoção da prática de otimização de técnicas diagnósticas, estes não devem ser utilizados como um limite de dose, e por isso devem ser flexíveis quando uma justificável prática requer uma dose acima desse limite. A redução abaixo desse nível deve ser sempre acompanhada de uma análise para o não comprometimento da qualidade da imagem (PATRÍCIO, 2010).

No Brasil os NRDs são propostos pela legislação de proteção radiológica, a Portaria nº 453/89 Ministério da Saúde, e a grandeza adotada foi o MSAD, na Tabela 1 são apresentados os valores de NRDs, para exames de TC de cabeça em adultos, adotados pelas normas internacionais e nacionais e suas respectivas grandezas utilizadas para comparações (ANVISA, 1998); (OLIVEIRA; MOURÃO; SILVA, 2013).

Tabela 1: Níveis de referências de diagnóstico para exame de cabeça em TC.

<b>Grandezas (mGy)</b>	<b>IAEA (1996)</b>	<b>EC (1999)</b>	<b>NRPB (1999)</b>	<b>AAPM (1999)</b>	<b>ANVISA (1998)</b>
<b>MSAD</b>	50	-	-	-	50
<b>CTDI<sub>w</sub> (fatia)</b>	-	60	60	-	-
<b>DLP</b>	-	1050	1050	-	-
<b>CTDI (exame)</b>	-	-	-	60	-

Fonte: ICRP, 2011; ANVISA, 1998.

Os NRDs objetivam em propor um limite de dose necessário para apenas contribuir na formação da imagem médica. Isso só é possível através de comparações com os NRDs (derivados de dados regionais ou nacionais) e dados de um grupo de referência que apresentam características físicas semelhantes (ICRP, 2011).

## 2.6 Cálculo de dose em tomografia computadorizada

Em TC existe uma diferença entre dose pontual, que indica a intensidade de radiação em uma região limitada do corpo (como exemplo desse grupo é o índice de dose em tomografia computadorizada e dose no órgão), e quantidade de dose integral, que é a quantidade total de radiação absorvida na extensão que o corpo foi irradiado (são desse grupo o produto comprimento dose e a dose efetiva) (NAGEL, 2000).

O Código de prática TRS457 da AIEA publicou as grandezas utilizadas em TC, sobre o equipamento de TC, e a calibração e utilização da instrumentação de dosimetria em radiologia diagnóstica (IAEA, 2007).

### 2.6.1 Índice de dose da tomografia computadorizada (CTDI)

Para determinar a dose média recebida a cada corte irradiado na varredura, foi criado o índice de dose da tomografia computadorizada (*Computed Tomography Dose Index* - CTDI), a fim de que profissionais possam fazer comparações das doses recebidas entre cada fatia e assim promover a radioproteção em relação aos órgãos de risco. Outro ponto importante é

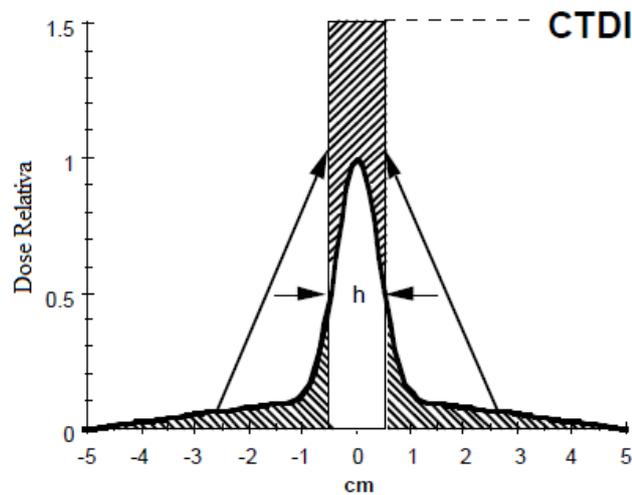
utilizar essa grandeza na comparação entre diferentes técnicas de otimização de protocolos de exames e também entre diferentes equipamentos de imagem (MOURÃO, 2015).

O CTDI, tem como unidade internacional o *gray* (Gy), refere-se apenas para um único corte e através desse se obtém a dose absorvida total no corte incluindo até a contribuição da radiação dispersa nas fatias laterais, conforme definido na equação (6) e apresentado na Figura 2. Essa quantidade define-se como a integral da dose produzida ao longo do corte pela espessura do corte ao longo da linha que é paralela ao eixo de rotação do *gantry* (eixo adotado como eixo z) (LIMA, 2009); (NAGEL, 2000).

$$CTDI = \frac{1}{h} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (6)$$

Onde h é a espessura nominal do corte e D(z) é a curva de dose obtida pelo corte no eixo z.

Figura 2: Perfil do índice de dose em tomografia computadorizada.



Fonte: Modificado de NAGEL, 2000.

A equação (6) refere-se ao método de cálculo do CTDI adotado pela AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*), mas devido à dificuldade em medir a dose em um intervalo de integração infinito e para uma determinação prática da dose absorvida foi então introduzido o  $CTDI_{FDA}$  que tem um limite de integração entre  $-7h$  a  $+7h$  e pode ser obtido em diversas condições como: diferentes comprimentos de integração e utilização de distintos objetos simuladores, conforme apresenta a equação (7). Para tomógrafos multi detectores o CTDI deve ser normalizado pelo número de secções em uma única varredura e pela espessura nominal do corte (AAPM, 2008); (LIMA, 2009).

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{Nh} \int_{-7h}^{+7h} D(z) dz \quad (7)$$

Sendo,  $N$  o número de secções de imagens em uma única varredura,  $h$  é a espessura nominal do corte e  $D$  é a dose.

Com a diminuição da espessura de corte, menor que 7 mm, a contribuição da radiação dispersa diminui, tornando-a quase desprezível, e para evitar subestimações sistêmicas na medida do índice de dose foi estipulado um intervalo de integração de -50mm a +50mm,  $CTDI_{100}$ , que corresponde a uma câmara de ionização do tipo lápis de comprimento de 100 mm, conforme apresenta a equação (8) (LIMA, 2009); (NAGEL, 2000).

$$CTDI_{100} = \frac{1}{Nh} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad (8)$$

Sendo:  $N$  o número de secções de imagens em uma única varredura,  $h$  é a espessura nominal do corte e  $D$  é a dose absorvida.

No caso de obter uma dose média em relação à fatia irradiada do objeto simulador, foi introduzido o conceito de Índice de Dose em TC ponderado ( $CTDI_w$ ) que é obtido a partir dos valores medidos do  $CTDI_{100}$  no PMMA. O  $CTDI_w$  objetiva obter-se um valor de dose média em um único corte, obtido através da equação (9), a partir dos quatro valores medidos na periferia e um na região central do objeto simulador.

$$CTDI_w = \frac{1}{3} (CTDI_{100,centro} + 2.CTDI_{100,periférico}) \quad (9)$$

Sendo que o  $CTDI_{100,centro}$  corresponde a dose na posição central do simulador e o  $CTDI_{100,periférico}$  à média das doses medidas nas posições periféricas 3, 6, 9 e 12.

Para que a dose média seja considerada em relação ao volume irradiado da fatia do simulador, foi introduzido o conceito de CTDI volumétrico ( $CTDI_{vol}$ ), que é obtido através da correção do  $CTDI_w$  pelo fator de *pitch*, de acordo com a equação (10).

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{p} \quad (10)$$

Onde:  $CTDI_{vol}$  é o CTDI volumétrico, o  $CTDI_w$  é o CTDI ponderado e o  $p$  é o *pitch*.

Por questões mais práticas de medida com a câmara de ionização a Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) sugeriu o cálculo do índice de kerma no ar ( $C_{a,100}$ ) para uma única rotação do tubo de raios X, que é basicamente a substituição da grandeza de kerma no ar pela dose absorvida na equação (8) ou então a multiplicação do kerma no ar pelo coeficiente de atenuação mássico (JORNADA e SILVA, 2014) (IAEA, 2007). A conversão do kerma-ar em dose no material é basicamente através da multiplicação com o fator de conversão, que é apresentado na equação (11).

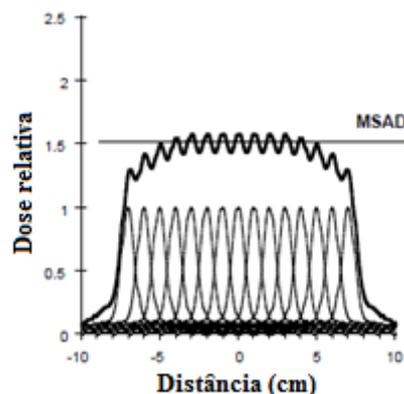
$$D = C_a \cdot \frac{\mu_{material}}{\mu_{ar}} \quad (11)$$

Onde:  $D$  é a dose,  $C_a$  é o kerma no ar,  $\mu_{material}$  é o coeficiente de atenuação do material e  $\mu_{ar}$  é o coeficiente de atenuação no ar.

### 2.6.2 Dose média em múltiplos cortes (MSAD)

Uma varredura em TC é ilustrada na Figura 3, onde a dose em cada fatia possui uma curva de dose individual e a somatória de todas as doses individuais gera uma curva de dose total da região selecionada. A distância entre os picos é o deslocamento da mesa e há uma sobreposição das curvas de dose individuais quando o passo da mesa é reduzido, acarretando um aumento no perfil de dose total (NAGEL, 2000); (LIMA, 2009).

Figura 3: Perfil de dose para uma série de 15 cortes, com 10 mm de espessura e 10mm de intervalo entre os cortes.



Fonte: Modificado de NAGEL, 2000.

O valor da dose média em múltiplos cortes (*Multiple Scan Average Dose* - MSAD) é uma grandeza aplicada nos testes de controle de qualidade em TC. O MSAD é definido como

a dose média em um corte no centro da câmara de ionização tipo lápis, relativa a uma série de cortes tomográficos, e possui a unidade de medida em mGy. Existe uma relação entre o CTDI e o MSAD, como é apresentada na equação (12), e podem ter a condição de serem exatamente iguais quando o *pitch* é igual a 1 e o número de fatias alcançar o nível de saturação do MSAD (NAGEL, 2000).

$$MSAD = \frac{CTDI}{p} \quad (12)$$

Utilizando essa equação (12) não é necessário realizar toda a varredura da região selecionada, com apenas o cálculo do CTDI obtido com uma única fatia irradiada pode-se obter o perfil da dose total (NAGEL, 2000).

É possível comparar o MSAD para múltiplas varreduras e um só corte, analisando a sobreposição entre curvas de dose, para assim verificar se a colimação do equipamento está apropriada para aquele exame (LIMA, 2009).

Os parâmetros que influem diretamente no aumento do MSAD são: a corrente catodo-anodo e o tempo de varredura, que são diretamente proporcionais, a tensão, e a diminuição da espessura de corte. No exame de cabeça quando se utiliza um feixe de 120 kV, o MSAD apresenta valores praticamente iguais tanto na periferia como no isocentro (LIMA, 2009).

## 2.7 Instrumentação para análise dosimétrica

### 2.7.1 Câmara de ionização

A câmara de ionização é um detector do tipo gasoso, normalmente preenchida de ar, e possui medidas com boa precisão. Na radiologia esse detector é importante na realização da otimização de protocolos e no controle de qualidade do equipamento.

Seu funcionamento se baseia na formação de par de íons quando a radiação ioniza o gás dentro da cavidade da câmara. Através de uma diferença de potencial entre o eletrodo e a parede da câmara, as cargas positivas formadas são atraídas para cátodo e os íons negativos são coletados pelo ânodo, que possui polaridade positiva. A coleta total desses íons gera o sinal, que é proporcional a quantidade de radiação incidente, sendo depois interpretado por um equipamento auxiliar chamado eletrômetro (ATTIX, 2004); (BUSHEBERG, 2002).

Quando a câmara de ionização possui uma diferença de potencial pequena ocorre a saturação iônica, ou seja, quando os íons formados voltam a se recombinar acarretando a não computação desses no sinal. E no caso que o campo elétrico é suficientemente forte para atrair todas as cargas para os polos, há a coleta dessas para a formação do sinal que é proporcional ao número de ionizações produzidas (BUSHBERG, 2002).

No Brasil, para garantir que o uso da câmara de ionização seja adequada em levantamentos radiométricos, foi estipulado pelo Comitê de Avaliação de Serviços de Ensaio e Calibração (CASEC) a calibração do instrumento de medição a cada dois anos por laboratórios de referência credenciados (PEREIRA, 2011).

### 2.7.2 *Filmes radiocrômicos*

Os filmes radiocrômicos para aplicação na área de radiologia diagnóstica foram desenvolvidos pela Gafchromic com modelos: XR-QA e XR-CT. Esses têm boa sensibilidade para a detecção dos raios X, e por isso são amplamente utilizados devido às suas características de dependência energética, na faixa de tensão utilizados nos equipamentos de radiologia, e dose dinâmica ser entre os 1 a 100 mGy (RAMPADO; GARELLI; ROPOLO, 2010)

Quando há irradiação da película radiocrômica ocorre o enegrecimento, esse processo é uma reação de polimerização que acontece devido a interação da radiação com o material da película, aumentando a densidade na região do filme, até a saturação. Sendo que após 8 horas da exposição do filme à radiação ocorre a saturação e após 24 h horas há variações pequenas de densidade (ALVES, 2014).

As intensidades são os dados obtidos do filme e nesse caso deve ser feita a sua conversão em termos de kerma no ar. Este processo se baseia na calibração do filme, que por sua vez pode ser obtida por uma curva de calibração, que é a irradiação (por uma fonte de referência) de pequenos pedaços do filme com uma dose conhecida e aplica-se um modelo matemático de ajuste de curva para obter a relação intensidade do filme radiocrômico e dose, ou utilizando a câmara de ionização, na qual seu valor da irradiação é dividido pelo nível de intensidade do filme produzindo uma constante de conversão de intensidade em dose (ALVES, 2014).

### 2.7.3 Objetos simuladores em Tomografia computadorizada

Os objetos simuladores, também chamados de *phantoms*, emulam as interações e transporte da radiação com a matéria biológica. Podem ser tanto físicos, por exemplo o objeto simulador antropomórfico Alderson Rando, quanto computacionais, que utilizam código de Monte Carlo, ambos reproduzem tanto a idade, forma, gênero e tamanho de um corpo humano. Em TC estes objetos físicos são utilizados tanto para controle de qualidade do equipamento quanto para testes dosimétricos (BOIA, 2011); (XIMENES FILHO, 2016).

## 2.8 Determinação das incertezas

As medidas das grandezas dosimétricas requerem uma confiabilidade do valor obtido pela instrumentação utilizada. Assim foram sugeridas pelas agências internacionais (exemplo o TRS 437) uma base metrológica, sendo que as incertezas associadas às medidas de dosimetria são de importância tanto para proteção radiológica do paciente quanto para o controle de qualidade do equipamento (PEREIRA, 2011).

As incertezas são variações que ocorrem nas medidas, é o valor disperso em torno do valor médio. Existem dois grupos de incertezas: as do tipo A, que são obtidas por meios estatísticos através de um número de repetições de medidas; e as do tipo B, que são incertezas obtidas por meios não estatísticos, dadas normalmente por meios de conhecimento do sistema (ALVES, 2014).

A incerteza padrão da medição de uma fonte de incertezas do tipo A é obtida pela equação (13):

$$u = \left[ \frac{1}{n(n-1)} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \right]^{1/2} \quad (13)$$

Onde:  $u$  é a incerteza padrão da medida,  $n$  é o número de medidas,  $x_i$  é o valor da medida,  $\bar{x}$  é o valor médio da medida.

### 2.8.1 Incerteza da densidade ótica do filme radiocrômico

Devido aos efeitos de variação dos *pixels* individuais, no resultado de dosimetria no filme radiocrômico, utiliza-se uma ROI para obter a média das densidades óticas a fim de diminuir as dispersões. No entanto, para obter a incerteza do valor da densidade ótica utiliza-se a equação (14) (BOUCHARD, LACROIX, *et al.*, 2009) (ALVES, 2014).

$$\sigma_{dop} = \sqrt{2 \cdot \sigma_o^2 + \left[ \frac{1}{N} + \frac{1}{N_b} \right] \sigma^2} \quad (14)$$

Sendo que  $\sigma_{dop}$  é a incerteza global da densidade ótica média de uma ROI,  $\sigma_o$  é a incerteza que afeta todos os *pixels*,  $\sigma$  é a incerteza do valor de cada *pixel*,  $N$  é o número de *pixel* que contém na ROI, e  $N_b$  é o número de *pixel* do filme irradiado para obter a média da densidade ótica.

### 3 METODOLOGIA

Neste capítulo serão apresentados os materiais utilizados, bem como a sua descrição e caracterização, e a metodologia de otimização de protocolo de cabeça para dois tomógrafos com as medidas das doses no cristalino esquerdo/direito e tireoide.

A otimização de protocolo de cabeça tem como objetivo reduzir a dose sem que haja comprometimento da qualidade diagnóstica da imagem médica. Nesse sentido, foram realizados dois métodos diferentes de otimização, no qual um possuía o AEC e o outro não, sendo que o segundo seria otimizado baseado nos parâmetros adquiridos com o primeiro, objetivando em simplificar e agilizar o método para os equipamentos de TC que não possui o AEC, ainda comumente encontrados no parque brasileiro.

Com o intuito de avaliação do método de redução da dose no exame de cabeça, foram realizados os experimentos de medida da dose nos órgãos considerados de maior radiosensibilidade e uma análise da imagem médica. Para viabilizar a utilização dos protocolos otimizados e os de rotinas no serviço de radiologia do hospital, estes serão comparados com o dado do NRD.

#### 3.1 Materiais

##### *Tomógrafos*

Para a realização deste trabalho foram utilizados dois tomógrafos: o tomógrafo do equipamento de PET/CT modelo Discovery 690 do fabricante General Electric, que possui 64 canais, e o tomógrafo modelo Asteion 4 do fabricante Toshiba com 4 canais.

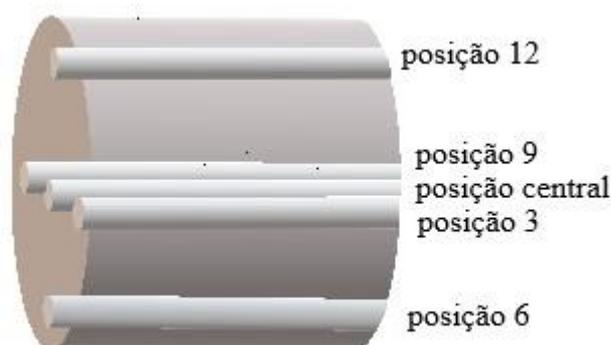
##### *Objetos simuladores e protetor ocular de bismuto*

Os objetos simuladores utilizados foram: um modelo antropomórfico Alderson (apenas cabeça e pescoço), com o formato da cabeça ovalado com diâmetros antero-posterior

de 20,5 cm e latero-lateral de 14,5 cm, um simulador de PMMA cilíndrico de 16 centímetros de diâmetro por 15 cm de comprimento e outro cilíndrico de PMMA de 11 cm de diâmetro por 15cm de comprimento.

Os objetos simuladores de PMMA cilíndricos possuem 5 aberturas com dimensões de 1,5 cm de diâmetro por 15 cm de comprimento, sendo quatro periféricas defasadas de 90° com o centro a 1 cm da borda e uma central. Com aberturas periféricas identificadas de acordo com as posições das horas de um relógio analógico (3h, 6h, 9h e 12h) e a uma abertura no centro. As cinco aberturas são preenchidas por tarugos de PMMA que são desalojados quando se deseja posicionar detectores de radiação. A Figura 4 ilustra os objetos simuladores cilíndricos.

Figura 4: Representação do objeto simulador de PMMA e suas respectivas aberturas.



Fonte: Acervo próprio, 2018.

O protetor ocular de bismuto é constituído de um látex dopado com bismuto, sendo um produto maleável e de fácil adaptação ao formato da região; é colocado sobre a superfície da região dos olhos para garantir uma redução de dose na área quando a incidência do feixe está no sentido anteroposterior do paciente.

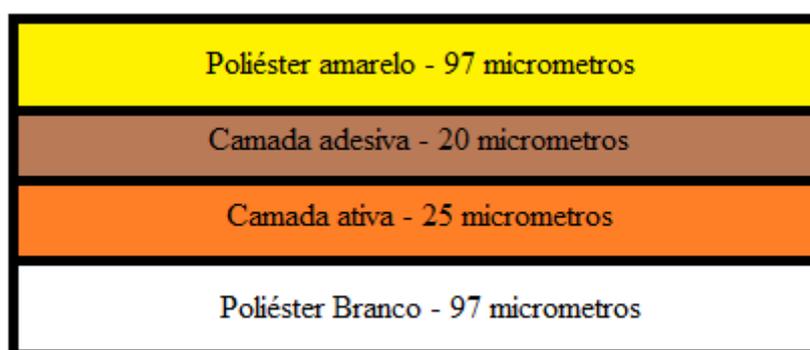
#### *Sistema dosimétrico da câmara de ionização*

A câmara de ionização utilizada foi do fabricante Accu-Gold modelo 10X6-3CT, com 10 cm de comprimento útil, que foi calibrada em laboratório de referência para as medidas de feixes de raios X em TC e projetada para ser utilizada em simuladores ou livremente no ar, para obtenção do kerma no ar.

### *Filme radiocrômico Gafchromic XR-QA*

Neste trabalho são usados os filmes radiocrômicos XR-QA2, comercializados em películas de tamanhos de 12 cm de comprimento por 1,75 cm de largura, e constituído por quatro camadas: uma de poliéster amarelo, uma camada adesiva sensível à pressão, uma camada ativa, e uma de poliéster branco, conforme a sequência mostrada na Figura 5 (ASHLAND, 2016).

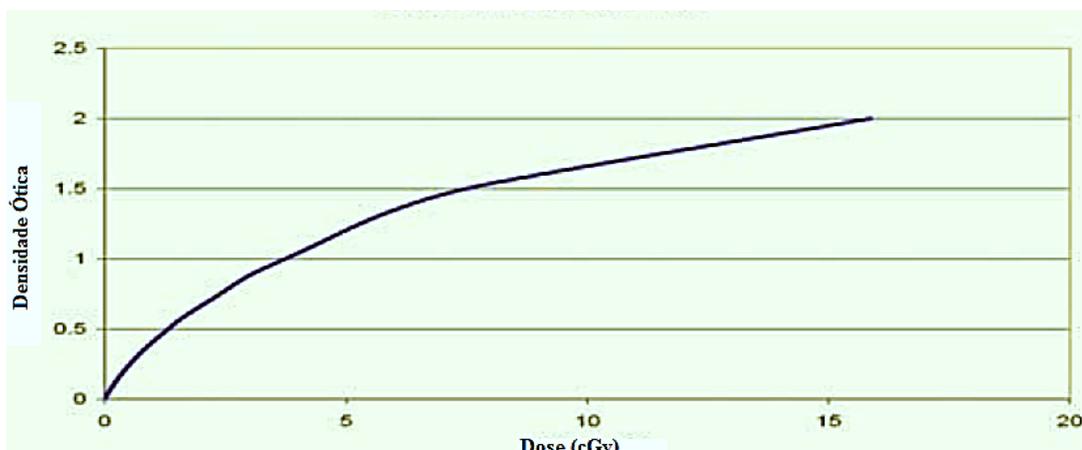
Figura 5: Estrutura do filme radiocrômico Gafchromic XR-QA2.



Fonte: Modificado de ASHLAND, 2016.

Essa película possui uma cor laranjada com o objetivo de permitir uma dosimetria multicanal no padrão RGB (verde, vermelho e azul). A resposta do canal vermelho foi escolhida porque há uma melhor absorção na faixa do comprimento de onda entre os 600 a 700 nm, além de reduzir a sensibilidade à luz (ALVES, 2014). A Figura 6 apresenta a curva de calibração do filme Gafchromic XR-QA2 adquirida na faixa do comprimento de onda no 636 nm.

Figura 6: Curva de calibração dosimétrica do filme radiocrômico Gafchromic XR-QA2.



Fonte: Modificado de ASHLAND, 2016

As principais vantagens deste filme radiocrômico são:

- Dispensar o processamento pois são digitalizados por um scanner;
- Possuir um intervalo de sensibilidade para dose está entre 0,1 cGy e 10 cGy;
- Utilizar diferentes espectros do feixe de raios X, pois a faixa de tensão de alimentação do tubo de raios X está entre 20 kV e 200 kV;
- Facilidade de manuseio, pois podem ser manipulados a luz ambiente;
- Possuir alto contraste e alta resolução espacial de até 5000 dpi.

As principais desvantagens do filme radiocrômico para o uso em dosimetria está no fato de não ser reutilizável, ter dependência angular em relação à irradiação e o seu custo elevado (ASHLAND, 2016).

O filme é adquirido pelo fabricante Ashland, que recomenda a utilização do *scanner* para digitalização na função reflexão, e também no modo aquisição em cores, para que haja um espectro amplo de intensidades (ALVES, 2014).

### *Scanner*

Para digitalizações dos filmes radiocrômicos foi utilizado o *scanner* HP modelo Scanjet G4050. No laboratório esse *scanner* é dedicado exclusivamente para este tipo de trabalho, contém um sensor semiconductor, chamado de dispositivo de carga acoplada (CCD),

modo de digitalização em transmissão ou reflexão, em cores ou escala de cinza, com uma resolução máxima de 4800 x 4800 dpi.

### *Softwares*

O programa utilizado para obter dados dos filmes radiocrômicos foi o ImageJ, sendo um software de processamento de imagens de domínio público. Pode ler imagens no formato TIFF, GIF, JPEG, BMP, DICOM e FITS e possui ferramentas de calibração espacial, podendo criar histogramas e gráficos do perfil de densidade (RASBAND, 1997-2016).

Foi usado o programa RadiAnt DICOM Viewer, que é um visualizador de imagens do formato DICOM, pois permite abrir múltiplas imagens para estudo na mesma janela ou em janelas diferentes e contém ferramentas para a avaliação da imagem médica (MEDIXANT, 2009-2017).

O programa GraphData 1.0, possui a ferramenta para extrair dados numéricos de gráficos em formatos de imagens em formatos de JPG, GIF, BMP entre outros, também foi utilizado (SGRILLO, 2008).

## **3.2 Métodos**

### *3.2.1 Cálculo da energia média*

Neste trabalho obtive a energia média da radiação emitida em tomografia computadorizada, para cálculo do coeficiente de atenuação mássico, e com isso os valores de dose foram determinados para cada faixa de energia requerida.

A partir das imagens dos espectros de 80, 100, 120 e 135 kV apresentados no artigo por Xinhui (2011), realizou-se a extração de dados do número de contagem por energia dos fótons utilizando o programa GraphData 1.0 (XINHUI DUAN, 2011). Através desses dados aplicou-se o método matemático de média ponderada, e assim foi possível obter o valor de energia média do espectro do feixe de raios X para cada tensão.

A partir do cálculo aproximado das energias médias baseado nos dados numéricos extraídos das imagens dos espectros, foram consultados os valores do coeficiente de atenuação mássico no National Institute of Standards and Technology (NIST). Para a faixa de energia requerida utilizou-se o método matemático de interpolação para a obtenção do valor do coeficiente de atenuação mássico (NIST, 1996).

Devido à calibração da câmara de ionização ser em ar livre e os testes realizados foram realizados inserindo-a no simulador de PMMA, as medidas de kerma no ar foram convertidas para dose no PMMA através da razão entre os coeficientes de atenuação mássico no PMMA e no ar seco. Para os testes realizados com o simulador Alderson, as conversões de kerma no ar para dose em água sólida utilizou-se a razão entre os coeficientes de atenuação mássico em água sólida em relação ao do ar.

### 3.2.2 *Controle de qualidade da câmara de ionização*

Os testes de controle de qualidade têm como o objetivo a verificação do funcionamento do dosímetro clínico e cálculo da incerteza da câmara de ionização para a realização dos experimentos. Neste trabalho realizou-se o teste de estabilidade (repetibilidade e reprodutibilidade) e o teste de fuga da carga na câmara de ionização Accu-Gold 10X6-3CT do tipo lápis.

Para a realização das medidas, foi montado o aparato dosimétrico que é o acoplamento da câmara de ionização ao eletrômetro, chamado de dosímetro clínico. A câmara de ionização foi posicionada entre os suportes com uma fonte de Sr-90 em cima, conforme apresenta a Figura 7. O dosímetro foi ligado e esperou um tempo de 15 minutos para a estabilização do equipamento e equilíbrio térmico com o ambiente.

Logo após, no teste de estabilidade foram realizadas dez medidas consecutivas da carga de ionização produzida na câmara de ionização, em intervalos de um minuto. Esse método foi repetido mais 4 vezes, em um total de 5 medidas. Concomitantemente mediu a temperatura, pressão atmosférica e umidade relativa do ar.

No teste de fuga foi coletada a carga de ionização durante um período de tempo de 2 minutos, e posteriormente com o dosímetro clínico ainda ligado retirou-se a fonte Sr-90. Para

avaliar as variações do número de cargas coletadas foi verificado durante 10 minutos a leitura do eletrômetro, sem a presença da fonte de Sr-90.

Figura 7: Montagem do experimento para o controle de qualidade da câmara de ionização.



Fonte: Acervo próprio, 2018.

### 3.2.3 *Calibração e leitura dos filmes radiocrômicos*

Com a finalidade de medir a dose absorvida no objeto simulador cilíndrico de PMMA e no simulador antropomórfico Alderson foram utilizados filmes radiocrômicos. Como os filmes são comercializados em tamanhos grandes, esses foram cortados em tiras de 0,5 cm de largura e 12 cm comprimento para serem encaixados dentro de tarugos especiais para a acomodação do filme no interior das aberturas do objeto simulador de PMMA, conforme apresenta a Figura 8. Também foram cortados os filmes radiocrômicos em 0,5 cm de largura e 2 cm de altura a fim de serem utilizados nas medidas de doses nos cristalinos e na tireoide.

Figura 8: Tarugos para posicionamento do filme radiocrômico no objeto simulador de PMMA.



Fonte: Acervo próprio, 2018.

Primeiramente foram realizadas medidas padrões com a câmara de ionização para ambos os tomógrafos em todas as posições (3, 6, 9, 12, centro) do objeto simulador cilíndrico de PMMA de diâmetro de 16 cm, com os protocolos de varredura apresentados nas seções 3.2.4 e 3.2.5. Essas medidas foram para obter a calibração do feixe, cálculo da dose com a câmara de ionização, e poder posteriormente fazer a calibração do filme radiocrômico.

Para a faixa das baixas tensões o kerma no ar é proporcional à carga, assim para uma mesma tensão e variando a carga, a curva de dose se comporta de forma linear. Por isso que as medidas com câmara de ionização foram apenas corrigidas para a mesma carga do protocolo otimizado e do protocolo de rotina do serviço hospitalar, utilizando a equação (15).

$$K = K_c \cdot \frac{C_o}{C_c} \quad (15)$$

Onde  $K$  é o kerma corrigido para a carga que o filme foi irradiado,  $K_c$  é o kerma medido pela câmara para 100 mA.s,  $C_o$  é a carga com que o filme foi irradiado (carga otimizada), e  $C_c$  é a carga que a câmara foi irradiada.

Os filmes radiocrômicos antes de serem irradiados foram digitalizados, por um *scanner* em modo transmissão, colorido e com resolução de 300 dpi, para que fosse obtido o valor do registro de base do filme. Logo após foram realizadas as varreduras para os protocolos otimizados e de rotina, depois de 24 h digitalizou-se as fitas irradiadas nas mesmas condições, em modo transmissão, colorido e para 300 dpi.

As imagens adquiridas pelo *scanner*, tanto antes quanto depois da irradiação, foram salvas em formato .jpeg (*Joint Photographic Experts Group*) e então avaliadas com o

software *ImageJ*. Nesse programa, foi utilizada a ferramenta de separação de canais e os dados contidos no canal vermelho foram utilizados para a obtenção dos valores de dose. O canal vermelho foi escolhido em virtude da imagem do filme apresentar maior sensibilidade nessa faixa de cor (comprimento de onda entre 600 a 700 nm), e selecionou-se a escala para cm e 300 *pixels*. Na imagem em escala de cinzas do canal vermelho inverteu-se a cor, para obtenção de um perfil com valores positivos. Então selecionou-se uma ROI, de 10 cm de largura e 0,22 cm de altura, para cada filme digitalizado, nesta região foram obtidos a variação dos valores de intensidade para cada *pixel* e o desvio padrão de cada ROI. Depois disso, realizou-se a média dos valores de intensidade da radiação de fundo para cada filme e subtraiu o valor da média pelas intensidades do mesmo filme irradiado.

Com os valores da câmara de ionização convertidos para a carga em mA.s utilizada na varredura do filme e corrigidas pelo *pitch*, foram então calculadas as constantes de calibração, que converte valores de intensidades de cinza do filme em valores de kerma no ar, para as 5 posições do simulador (3, 6, 9, 12 e central).

Foram obtidas a média dos valores de intensidade da região central da varredura, devido o formato do feixe ser mais plano no centro do que nas extremidades. A partir desses dados utilizou-se a equação (16) para obter a constante para todos os protocolos nas posições (3, 6, 9, 12, centro).

$$C_x = \frac{K}{M_c} \quad (16)$$

Onde  $C_x$  é a constante de calibração para cada filme referente a cada protocolo, K é o kerma padrão corrigido para a carga irradiada, e  $\overline{M_c}$  é a média das intensidades da fatia central para cada filme.

Para cada constante encontrada foi multiplicada pelos valores de níveis de intensidade de sua respectiva posição e protocolo, obtendo assim a conversão de intensidades em kerma no ar.

### 3.2.4 Otimização de protocolo e avaliação da qualidade de imagem do tomógrafo 1

O AEC é um bom aliado na otimização de protocolo de exames de cabeça, visto que essa ferramenta não é normalmente utilizada em varreduras de cabeça devido à pouca variação do diâmetro do crânio. O AEC modula a corrente de acordo com as estruturas do tecido irradiado, proporcionando a melhor relação entre redução da dose e qualidade da imagem médica. Mas nem sempre o uso dessa ferramenta é eficiente quando o assunto é na utilização de protetores oculares de bismuto, pois o sistema reconhece que nessa região deve ser elevado o valor de corrente, acarretando assim o aumento da dose no paciente. Nesse contexto, foi realizada a metodologia para otimização do protocolo de cabeça baseado nos valores obtidos no AEC e posteriormente foram analisados seu perfil de dose e a dose em  $CTDI_{vol}$  do exame.

As medidas experimentais foram realizadas no tomógrafo do PET/CT Discovery 690 (chamado de tomógrafo 1 neste trabalho), que possui a função de controle automático de exposição (AEC), utilizando o objeto simulador cilíndrico de PMMA de diâmetro de 16 cm e filmes radiocrômicos em tiras de 0,5 cm de largura e 12 cm altura.

Primeiramente foram realizadas medidas padrões utilizando o objeto simulador cilíndrico de PMMA, posicionado no isocentro do tomógrafo, com o auxílio dos lasers que coincidiam com as marcações do simulador. A câmara de ionização foi posicionada alternadamente nas aberturas do objeto simulador enquanto as demais aberturas foram preenchidas com o tarugo cilíndrico de mesmo material.

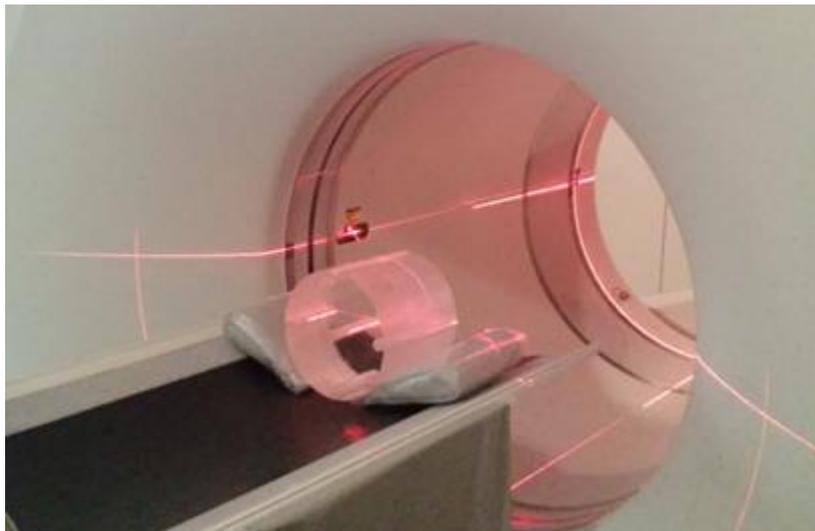
Foram realizadas cinco medidas para cada posição (3, 6, 9, 12 e centro) no simulador, com a irradiação da fatia central de espessura do corte de 10 mm, em modo axial, e parâmetros fixos de 10 cm de varredura, *pitch* 1, carga de 100 mA.s para as tensões de 80, 100 e 120 kV. Para cada posição realizou-se o cálculo da média do kerma no ar. Essas medidas são para a dosimetria do feixe e também posteriormente fazer a calibração do filme radiocrômico e o cálculo da dose nos protocolos otimizados.

Depois com o objeto simulador ainda no isocentro do tomógrafo, e verificado se as marcações dos lasers estavam coincidindo com as marcações do objeto simulador foi irradiado com as tensões 80, 100 e 120 kV, utilizando a ferramenta do controle automático de exposição, *noise index* fixado em 10, *pitch* de 0,984, e 10 cm de varredura da sua região central. Com isso obteve uma sequência de imagens do objeto simulador para cada tensão. A

imagem da fatia central foi escolhida para definir o valor da corrente a ser utilizada na varredura com corrente fixa.

Com os valores de corrente otimizada escolhidas pelo sistema, foram encaixados os filmes radiocrômicos nos suportes de PMMA, e recolocados no objeto simulador em todas as aberturas, o qual foi reposicionado no isocentro, de acordo com a Figura 9. Utilizando os protocolos otimizados apresentados na Tabela 2, foi realizado um topograma inicial, para verificar o posicionamento e simular um exame diagnóstico contabilizando a sua contribuição na dose. Assim realizaram-se as medidas com o simulador obtendo as imagens, para avaliação da qualidade, e os filmes, para análise do perfil de dose. No final para futuras comparações irradiou-se com o protocolo de rotina utilizado no serviço do hospital, que é exibido na Tabela 2.

Figura 9: Posicionamento do objeto simulador e das tiras de filme radiocrômico nos tarugos no tomógrafo 1.



Fonte: Acervo próprio, 2018.

As leituras obtidas com a câmara de ionização para todos os protocolos apresentados na Tabela 2, foram convertidas em  $CTDI_{100,PMMA}$  e em MSAD, utilizando as equação (17) e (12) respectivamente. Para os filmes radiocrômicos foram calculados o MSAD através da média da curva do perfil de dose e o CTDI pela média dos valores do maior pico de dose.

$$CTDI_{100,PMMA} = \frac{L \cdot f \cdot l \cdot f_{P,T}}{NT} \quad (17)$$

Onde  $L$  é o valor da leitura em kerma,  $f$  é o fator de calibração da câmara de ionização,  $l$  é o tamanho da câmara,  $f_{P,T}$  é o fator de correção para temperatura e pressão da

câmara de ionização, N é o número de fatias, e T é espessura da fatia. Para o eletrômetro utilizado as correções de temperatura e pressão são automáticas.

Tabela 2: Protocolo helicoidal otimizado de rotina do tomógrafo 1

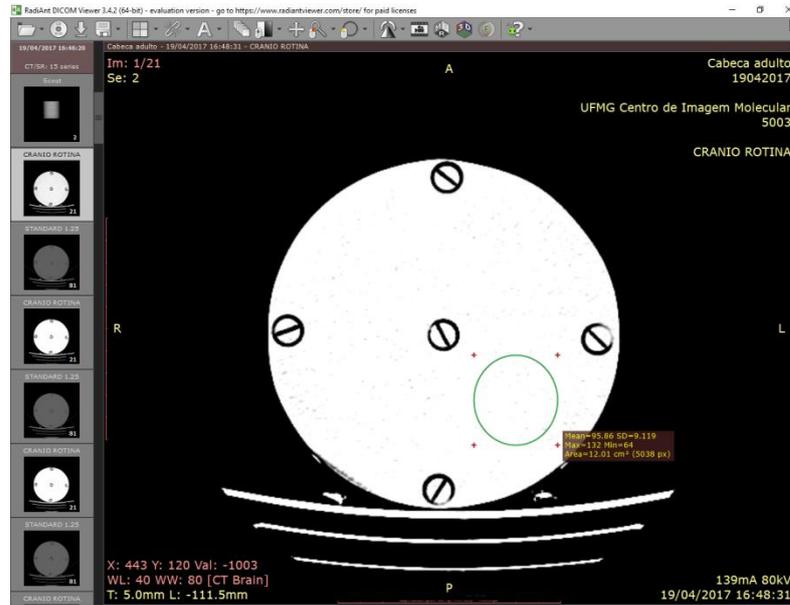
<b>Nome do protocolo</b>	<b>Otimizado 80kV</b>	<b>Otimizado 100kV</b>	<b>Otimizado 120kV</b>	<b>Rotina 120kV</b>
<b>Tensão (kV)</b>	80	100	120	120
<b>Corrente (mA)</b>	135	75	50	10-440mA
<b>Tempo de rotação</b>	0,8	0,8	0,8	0,7
<b>Espessura da fatia (mm)</b>	40	40	40	40
<b>Reconstrução (mm)</b>	5	5	5	1,25
<b>Pitch</b>	0,984	0,984	0,984	0,969
<b>Veloc. de rot. (mm/rotação)</b>	39,37	39,37	39,37	19,37

Fonte: Acervo próprio, 2018.

As imagens adquiridas através dos protocolos apresentados na Tabela 2, foram analisadas pelo programa RadiAnt DICOM Viewer e através da escolha da imagem central de cada protocolo utilizou-se a ferramenta de seleção de ROI circular com a área de 12 cm<sup>2</sup>, e então foi anotado o valor do desvio padrão e da média dos valores de intensidade, conforme a Figura 10. A partir desses valores calculou-se o valor de razão sinal-ruído e o ruído para cada protocolo, utilizando respectivamente as equações (2) e (3).

O cálculo do ruído nas cinco regiões do simulador de PMMA foi realizado para comparar com a variação de doses obtidas pelo perfil de dose em cada região no simulador e obter uma análise mais minuciosa da qualidade da imagem. Para isso foram selecionadas cinco ROI's circulares com área de 5 cm<sup>2</sup>, e o ruído foi determinado para cada posição.

Figura 10: Seleção da ROI na imagem para análise do ruído.



Fonte: Acervo próprio, 2018.

### 3.2.5 Otimização de protocolo e avaliação da qualidade de imagem do tomógrafo 2

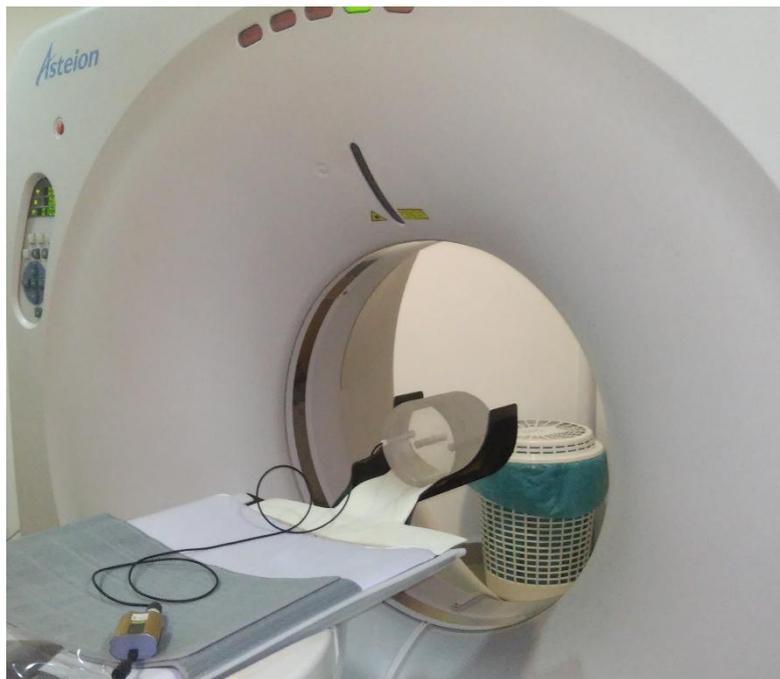
A otimização do protocolo de exame nos tomógrafos que não possuem um sistema de AEC é realizada através de várias medidas utilizando tentativas com a modificação dos valores de parâmetros, como exemplos da corrente e tensão, de forma aleatória, com o objetivo de encontrar melhores valores que se relacionam e proporcionando uma boa imagem diagnóstica e a menor dose no paciente.

No intuito de agilizar este processo de otimização de protocolos foi proposto o método baseado em parâmetros aproximados dos que foram otimizados pelo sistema de AEC, no tomógrafo Discovery 690, e assim posteriormente comparou-se as doses dos protocolos otimizados com os de rotina do hospital, com a análise do perfil de dose.

As medidas experimentais para otimização de protocolo foram realizadas no tomógrafo Asteion 4 Toshiba (chamado de tomógrafo 2 neste trabalho), e inicialmente utilizando o objeto simulador cilíndrico de PMMA, 16 cm de diâmetro, posicionado no isocentro do tomógrafo, com o auxílio dos lasers que coincidiam com as marcações presentes no simulador, foi inserida a câmara de ionização em uma das cavidades e nas outras preenchidas com o tarugo cilíndrico de mesmo material.

Foram realizadas as medidas com os parâmetros fixos de 10 cm de varredura, *pitch* 1, carga de 100 mA.s para as tensões de 80, 100, 120 e 135 kV, para todas as 5 posições (3, 6, 9, 12 e centro) do simulador, conforme apresenta a Figura 11. Essas medidas foram obtidas no intuito de poder posteriormente fazer a calibração do filme radiocrômico e também o cálculo da dose nos protocolos otimizados.

Figura 11: Posicionamento da câmara de ionização do objeto simulador no Tomógrafo 2.

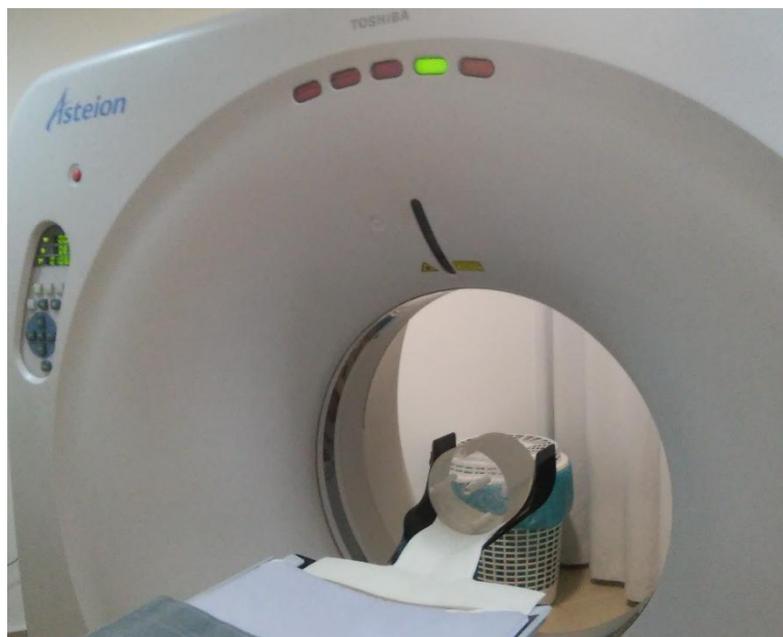


Fonte: Acervo próprio, 2018.

Logo após analisaram os parâmetros otimizados no tomógrafo Discovery 690, apresentados na Tabela 2, e baseados nesses selecionaram no tomógrafo 2 os valores mais próximos possíveis.

Com a escolha dos parâmetros otimizados, inseriu-se os filmes radiocrômico nas 5 posições do simulador, conforme apresenta a Figura 12, e foram adquiridas as aquisições para os protocolos otimizados e, para futuras comparações, varreduras com os protocolos de rotina do hospital, sendo dois protocolos diferentes: rotina 135 kV (P1) e o rotina 135 kV (P2), que são mostrados na Tabela 3.

Figura 12: Posicionamento do objeto simulador com as fitas de filme radiocrômico dentro dos tarugos no suporte do Tomógrafo 2



Fonte: Acervo próprio, 2018.

Tabela 3: Protocolos helicoidais otimizados e de rotinas do tomógrafo 2

<b>Protocolo</b>	<b>Rotina 135kV (P1)</b>	<b>Rotina 135kV (P2)</b>	<b>Otimizado 80kV</b>	<b>Otimizado 100kV</b>	<b>Otimizado 120kV</b>
<b>Tensão (kV)</b>	135	135	80	100	120
<b>Corrente (mA)</b>	150	170	130	60	50
<b>Tempo (s)</b>	1,5	1,5	1	1	1
<b>Carga (mA.s)</b>	225	255	130	60	50
<b>Pitch</b>	1	1	1	1	1
<b>Distancia (cm)</b>	10	3	10	10	10
<b>Reconstrução (mm)</b>	10	3	3	3	3
<b>Espessura da fatia (mm)</b>	10	3	3	3	3

Fonte: Acervo próprio, 2018.

Foi utilizado o programa RadiAnt DICOM Viewer para análise da imagem central dos protocolos apresentados na Tabela 3. Inicialmente com a ferramenta de seleção de ROI de forma cilíndrica com a área de 12 cm<sup>2</sup>, foram retirados os dados de desvio padrão e a média dos valores de intensidade da imagem, conforme mostrado na Figura 10. A partir desses números calculou-se a razão sinal-ruído e o valor de ruído para cada protocolo, utilizando respectivamente as equações (2) e (3).

Para uma avaliação mais detalhada da imagem associou-se a deposição de dose, pelo perfil de dose, com o ruído nas cinco regiões do simulador de PMMA. Para isso foram

selecionadas cinco ROI's circulares com área de 5 cm<sup>2</sup> e o ruído foi determinado para cada posição.

### *3.2.6 Medidas de dose com o protetor ocular de bismuto dos protocolos otimizados e de rotinas*

A fim de comparar os dois métodos de otimização de protocolo e avaliar com uma maior eficácia na escolha do melhor protocolo, foram obtidas as doses na região de órgãos mais radiosensíveis no exame de cabeça.

Na busca de sempre obter a maior proteção radiológica do paciente que se submete a um exame de cabeça foi adicionado o uso de um protetor ocular de bismuto, com o propósito de observar se existirá um decréscimo na qualidade da imagem que seja de modo a inutilizar o protocolo proposto.

O método se baseia primeiramente nos cortes em tiras de 2 cm de comprimento e 0,5 cm largura do filme radiocrômico, que foram digitalizadas anteriormente para melhores valores específicos de radiação de fundo.

Os experimentos para verificação das doses em órgãos de maior radiosensibilidade foram realizados com o simulador de PMMA nos dois tomógrafos. No tomógrafo Discovery 690 também mediu as doses utilizando o simulador Alderson, esse experimento foi de utilidade para comparar com as doses obtidas no PMMA e assim tirar conclusões sobre a diferença entre os simuladores.

Com os objetos simuladores de PMMA, no isocentro do tomógrafo, tal que o simulador de PMMA de 16 cm referenciado como a cabeça e o menor de 11 cm sendo o pescoço. Os objetos foram justapostos com um suporte de cabeça para melhor fixação do simulador no tomógrafo Discovery 690, conforme na Figura 13. No tomógrafo Asteion 4 utilizou-se um suporte para o simulador, de acordo com o que é apresentado na Figura 14. Os filmes radiocrômicos foram posicionados na parte exterior dos simuladores, nas posições referentes ao cristalino direito, ao cristalino esquerdo e a tireoide.

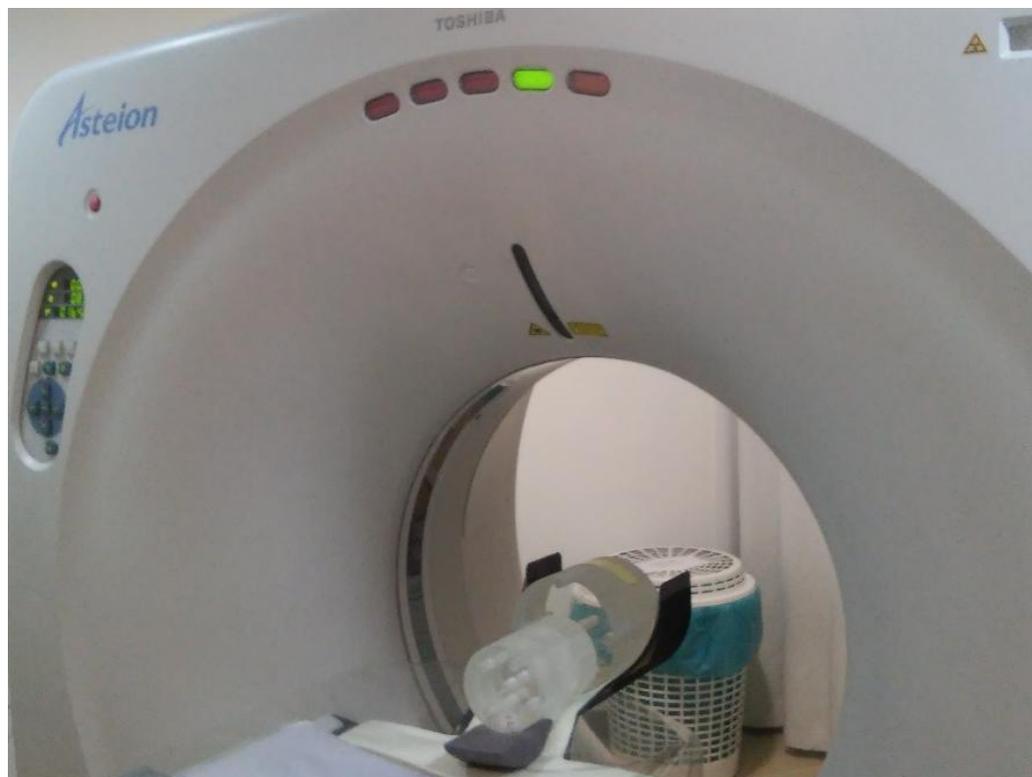
Para ambos os tomógrafos e seus respectivos protocolos otimizados e os utilizados no serviço de rotina, foram irradiados os filmes sem e com o protetor ocular de bismuto.

Figura 13: Posicionamento dos objetos simuladores utilizando um suporte de cabeça e um protetor ocular de bismuto no tomógrafo 1.



Fonte: Acervo próprio, 2018.

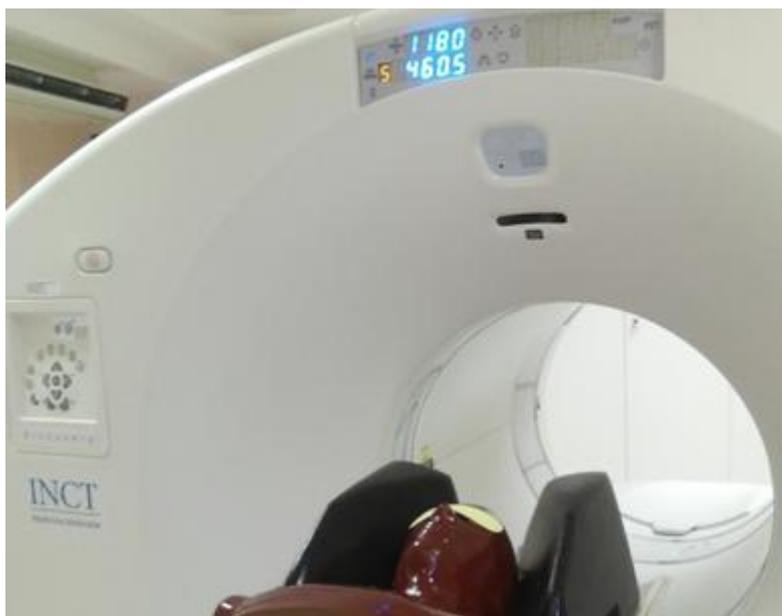
Figura 14: Posicionamento dos objetos simuladores utilizando um suporte de cabeça e um protetor ocular de bismuto no tomógrafo 2.



Fonte: Acervo próprio, 2018.

Para o simulador Alderson, foi posicionado o simulador no isocentro do tomógrafo com um suporte de cabeça, conforme indicado na Figura 15. Colocou-se os filmes radiocrômicos na superfície do simulador no local referente ao cristalino direito/esquerdo e a tireoide. Esses foram irradiados, com e sem o protetor ocular de bismuto, utilizando os protocolos apresentados na Tabela 2.

Figura 15: Posicionamento do simulador Alderson com o protetor ocular de bismuto no tomógrafo 1.



Fonte: Acervo próprio, 2018.

A partir dos experimentos realizados com os simuladores de PMMA e com o objeto antropomórfico Alderson sem e com o protetor ocular de bismuto obtiveram-se as imagens para cada protocolo. As imagens foram avaliadas utilizando o programa RadiAnt DICOM Viewer. Para o simulador de PMMA foram analisadas nas imagens o ruído da fatia central do objeto simulador e da fatia central relativo ao protetor ocular de bismuto, para isso foi selecionada uma ROI de área de  $12 \text{ cm}^2$ .

Para o objeto simulador Alderson foi estudado o ruído da fatia central do simulador através de uma ROI com uma área de  $1 \text{ cm}^2$  em uma região uniforme do simulador, conforme apresenta a Figura 16. A partir do desvio padrão e a média dos valores de intensidade obtidos foram calculados o valor de ruído para cada protocolo, utilizando a equação (3).

Figura 16: Seleção da ROI na imagem para análise do ruído na região homogênea do simulador Alderson.



Fonte: Acervo próprio, 2018.

## 4 RESULTADOS E ANÁLISES

Este capítulo apresenta os resultados experimentais obtidos da otimização dos tomógrafos juntamente com a avaliação das suas respectivas imagens diagnósticas e as medidas de dose dos cristalinos e tireoide. Os resultados são importantes para a realização de comparações, análise e estudo de viabilidade da proposta, além da consolidação da estratégia em otimização do protocolo de exame de cabeça.

Após a análise das medidas de dose nos órgãos mais radiosensíveis e dos valores de CTDI para as metodologias de otimização e de rotina, realiza-se a comparação dos processos com o NRD e a discussão da utilização dos parâmetros próximos dos adquiridos pelo AEC no tomógrafo, que não dispõem desse programa, para verificação final da topologia apresentada neste trabalho.

### 4.1 Energia média e coeficiente de atenuação mássico dos raios X

Neste trabalho foram utilizados feixes de diferentes espectros de energia gerados com tensões de 80, 100, 120 e 135 kV. Como os fótons possuem uma variação na sua energia devido aos seus processos de produção, e a energia máxima medida em keV tem o mesmo valor numérico da tensão de alimentação do tubo, calculou-se o valor da energia média para cada tensão de alimentação e baseado nesses valores obtiveram-se os coeficientes de atenuação mássico, que são apresentados na Tabela 4. O cálculo da energia média para tensões de alimentação de 100 e 120 kV não obtiveram uma grande variação quando comparada com os outros valores de energia média.

Tabela 4: Resultado da energia média e seus respectivos coeficientes de atenuação no ar, água, PMMA e cristalino.

Tensão (kV)	80	100	120	135
Energia média (keV)	48,3	56,6	58,7	83,6
Coeficiente de atenuação mássico do ar seco (cm <sup>2</sup> /g)	0,21489	0,19447	0,19017	0,16403
Coeficiente de atenuação mássico da água (cm <sup>2</sup> /g)	0,22714	0,21304	0,20863	0,18136
Coeficiente de atenuação mássico do PMMA (cm <sup>2</sup> /g)	0,21209	0,1975	0,19435	0,17312
Coeficiente de atenuação mássico do cristalino (cm <sup>2</sup> /g)	0,22738	0,20796	0,20385	0,17807

Como a câmara de ionização está calibrada em condições padrões e no ar, e os filmes radiocrômicos terem sua calibração baseada nesse dispositivo, os valores obtidos são de kerma no ar e esses devem ser convertidos pela dose no material de interesse. Os fatores de conversão de kerma-ar para dose na água, cristalino e PMMA para as respectivas energias médias são apresentadas na Tabela 5. Note que para baixas energias os fatores obtiveram pouca variação, possuindo valores bem próximos.

Tabela 5: Fator de conversão do kerma no ar em dose absorvida em água, PMMA e cristalino.

Energia média (kV)	48,3	56,6	58,7	83,6
Fator de conversão para dose na água	1,057021	1,095490	1,09710	1,105705
Fator de conversão para dose no cristalino	1,058133	1,069389	1,071953	1,055464
Fator de conversão para dose no PMMA	0,987002	1,015581	1,022007	1,085633

#### 4.2 Resultados da otimização de protocolo e avaliação da qualidade de imagem do tomógrafo 1

Nesta seção serão apresentados os resultados obtidos na TC GE Discovery 690, segundo a metodologia indicada no item 3.2.4. Na Tabela 6 contém os dados obtidos das medidas padrões de kerma no ar ( $C_{a,100}$ ) e kerma no ar ponderado ( $C_w$ ) utilizando a câmara de ionização para calibração do filme radiocrômico.

Observa-se na Tabela 6 que os dados padrões nas tensões de 80, 100 e 120 kV possuem valores do  $C_{a,100}$  menores e aproximadamente iguais nas posições 6 e C, isso ocorre devido a atenuação da mesa e na periferia do simulador.

Os dados que são apresentados na Tabela 7 são obtidos pela conversão padrão do  $C_{ar,100}$  da Tabela 6 para os valores de corrente e *pitch* utilizados nos protocolos otimizados e de rotina, mostrados na Tabela 2, também é apresentado os valores da média das intensidades do centro do filme radiocrômico e os coeficientes de calibração do filme, que converte intensidade em kerma no ar ( $C_{af}$ ) para cada posição do objeto simulador, e o kerma no ar ponderado do filme radiocrômico ( $C_{af,w}$ ).

Tabela 6: Resultados das leituras da câmara de ionização com o protocolo de calibração padrão.

Tensão	Posição	Leitura média de $C_{a,100}$ (mGy)	Desvio Padrão	$C_w$ (mGy)
80 kV	3	7,788	0,016	7,339
	6	6,444	0,021	
	9	7,600	0,025	
	12	9,206	0,050	
	C	6,498	0,004	
100 kV	3	14,204	0,248	13,655
	6	13,246	0,139	
	9	14,148	0,157	
	12	15,546	0,171	
	C	12,392	0,051	
120 kV	3	20,914	0,208	20,263
	6	18,316	0,282	
	9	20,612	0,139	
	12	23,830	0,157	
	C	18,952	0,023	

Tabela 7: Dados de kerma no ar da conversão das leituras da câmara de ionização e filme radiocrômico nos protocolos otimizados e não otimizado.

Tensão	Pos.	$C_{a,100}$ (mGy)	$C_{a,100}$ corrigido pelo pitch (mGy)	Média da intensidade (intens.)	Coefficiente de calibração (mGy/intens.)	$C_{af}$ (mGy)	$C_{af,w}$ (mGy)
80 kV	3	8,411	8,548	22,998	0,372	8,686	8,216
	6	6,960	7,073	21,799	0,324	7,351	
	9	8,208	8,342	21,523	0,388	8,605	
	12	9,942	10,104	26,232	0,385	10,354	
	C	7,018	7,131	21,949	0,325	7,150	
100 kV	3	8,522	8,661	20,568	0,419	8,595	8,626
	6	7,948	8,077	20,042	0,408	8,169	
	9	8,489	8,627	20,262	0,407	9,273	
	12	9,328	9,479	23,067	0,411	10,116	
	C	7,435	7,556	19,996	0,359	7,802	
120 kV	3	8,366	8,502	20,772	0,411	8,549	8,660
	6	7,326	7,446	19,345	0,385	8,020	
	9	8,245	8,379	21,196	0,395	8,929	
	12	9,532	9,687	23,052	0,420	10,262	
	C	7,581	7,704	20,509	0,365	8,315	
120 kV (Rotina hospital)	3	64,415	66,476	82,564	0,805	67,225	65,144
	6	56,413	58,218	80,323	0,725	58,779	
	9	63,485	65,516	82,040	0,799	66,514	
	12	73,396	75,744	87,095	0,870	77,372	
	C	58,372	60,240	80,920	0,744	60,486	

Nota-se que os dados dos coeficientes de calibração dos protocolos otimizados, apresentados na Tabela 7, possuem valores menores na posição central do objeto do que nas posições periféricas, pois a atenuação da radiação na periferia do objeto simulador é maior, diminuindo a intensidade de fluxo de fótons na região central.

Os resultados dos valores de  $CTDI_{vol}$ , e MSAD foram obtidos para os protocolos otimizados e rotina, a partir dos dados das Tabelas 5, 6 e 7 com os valores da câmara de ionização e filme radiocrômico, e estes serão mostrados na Tabela 8.

Tabela 8: Resultados do MSAD e  $CTDI_{vol}$  para protocolos de exame de cabeça adulto otimizados e rotina.

<b>Protocolo</b>	<b>Otimizado</b>			<b>Rotina</b>
Tensão (kV)	80	100	120	120
$CTDI_{vol}$ do filme radiocrômico (mGy)	8,109	8,760	8,850	66,576
$CTDI_{vol}$ da câmara de ionização (mGy)	7,950	8,455	8,418	65,822
Diferença entre o $CTDI_{vol}$ da câmara de ionização e do filme	1,999%	3,607%	5,141%	1,146%
MSAD (mGy)	8,016	8,647	8,527	64,427

Observa-se na Tabela 8, que o  $CTDI_{vol}$  de menor valor, para ambos os dosímetros utilizados, foi o protocolo otimizado de tensão 80 kV, mas os de 100 e 120 kV apresentaram seus valores bem próximos. Comparando o protocolo otimizado de 80 kV e de rotina, foi possível reduzir a dose média em aproximadamente 87,5%.

A diferença entre os dosímetros obteve a maior variação para o protocolo otimizado de 120 kV de aproximadamente 5,1% e a menor variação para o protocolo de rotina, provando que não há uma grande discrepância entre os valores dos dosímetros, podendo o filme ser calibrado com a câmara de ionização, e que a utilização do filme radiocrômico é válida para os processos de otimização de protocolos.

Os MSAD para os protocolos otimizados apresentaram menores doses do que o valor sugerido pelo NRD para exames de cabeça de um adulto, e o no caso do protocolo de rotina ultrapassou a dose indicada de 50 mGy. Quando os valores de dose estão acima do NRD deve ser realizada a otimização do protocolo de exame para que a dose no paciente seja diminuída. Nota-se também que o protocolo de 100 kV possui o maior MSAD entre os protocolos otimizados, que é devido à radiação espalhada.

O valor do ruído da imagem e razão sinal-ruído dos protocolos otimizados e o de rotina são apresentados na Tabela 9. O desvio padrão representa a incerteza associada a imagem e a

média das intensidades Hounsfield é o sinal produzido pelo sistema. Observa-se que os ruídos para os protocolos otimizados são próximos e estão abaixo de 1%, que é considerado bom para o diagnóstico; o protocolo de rotina do hospital obteve o ruído ainda mais baixo, com 0,5%, o que no entanto não se reflete em uma melhora no processo diagnóstico.

Tabela 9: Dados de ruído das imagens dos protocolos otimizados e rotina.

<b>Protocolo</b>	<b>Otimizado</b>			<b>Rotina</b>
Tensão (kV)	80	100	120	120
Desvio Padrão	7,705	7,642	7,48	4,908
Valor médio das intensidades (H)	87,06	103,34	112,55	110,75
Ruído (%)	0,708	0,693	0,672	0,442
Razão sinal-ruído	11,299	13,522	15,046	22,565

Os protocolos otimizados e de rotina em sua metodologia utilizaram o AEC com o índice de ruído fixo. Comparando a Tabela 8 com a Tabela 9, nota-se que o protocolo de rotina possui uma alta dose e um ruído baixo, mas em contrapartida nos protocolos otimizados têm uma dose menor em um nível de ruído abaixo do limite aceitável para a imagem diagnóstica.

A Figura 17 é o gráfico da relação ruído pela dose em  $CTDI_{vol}$  (utilizando o filme radiocrômico) e a Figura 18 é o gráfico da razão sinal-ruído versus o  $CTDI_{vol}$  (utilizando os valores da câmara de ionização). Nestas figuras é possível observar qual melhor protocolo de aquisição a ser escolhido, sendo através da análise do protocolo que apresentava melhor relação entre o menor ruído e menor dose para o paciente, mantendo a qualidade da imagem.

No entanto o protocolo de melhor relação dose-ruído é o protocolo otimizado de 80 kV, pois o ruído é próximo dos protocolos de 100 e 120 kV, com uma diferença de apenas 0,036% em relação ao protocolo de 120 kV, e também possui a menor dose entre eles. Comparando o protocolo otimizado de 80 kV com o de rotina, o ruído na imagem desse protocolo otimizado é apenas 0,266% maior do que o rotina.

A RSR elevada significa uma boa qualidade da imagem, porém deve ser analisado se a dose não está acima do permitido a fim de não superexpor o paciente. É possível analisar, na razão sinal-ruído e dose, que o protocolo de rotina do hospital possui a melhor RSR do que os protocolos otimizados, mas em contrapartida utiliza-se uma dose bem maior.

No intuito de obter a melhor proteção radiológica ao paciente, reduzindo a dose e garantindo a qualidade da imagem para o exame, o protocolo otimizado de 80 kV pode ser

escolhido entre todos porque tem a menor dose, a razão sinal-ruído é bem próxima aos outros protocolos otimizados e o RSR apresentar níveis desejáveis, devido o sinal gerado ser maior que o ruído.

Figura 17: Gráfico do ruído da imagem pelo  $CTDI_{vol}$  medido com o filme radiocrômico para os protocolos otimizados de 80, 100 e 120 kV.

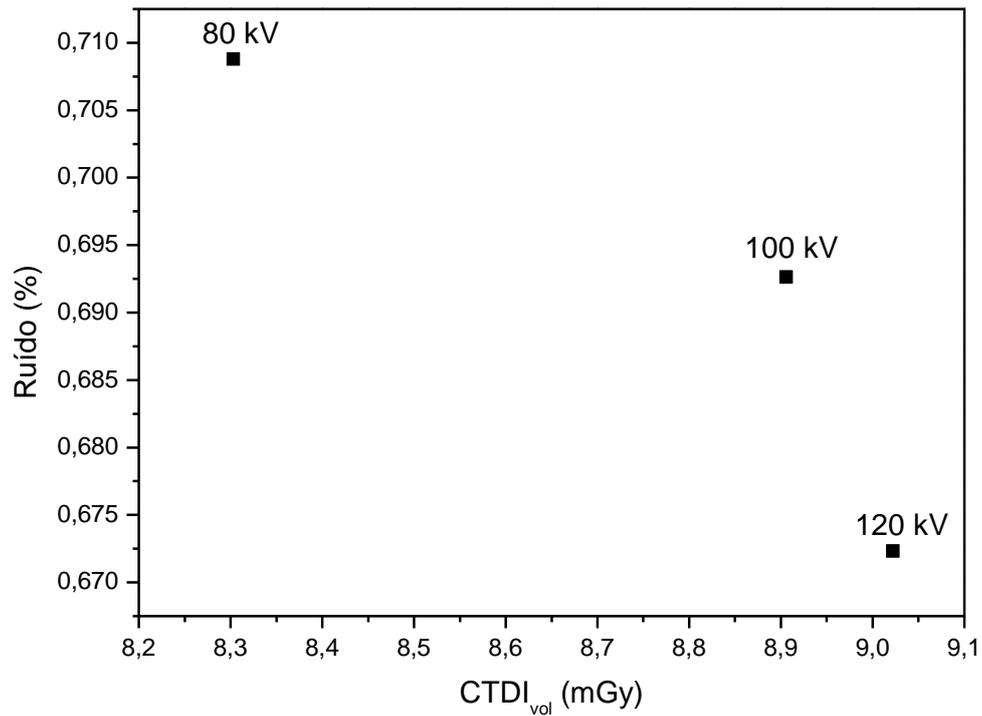
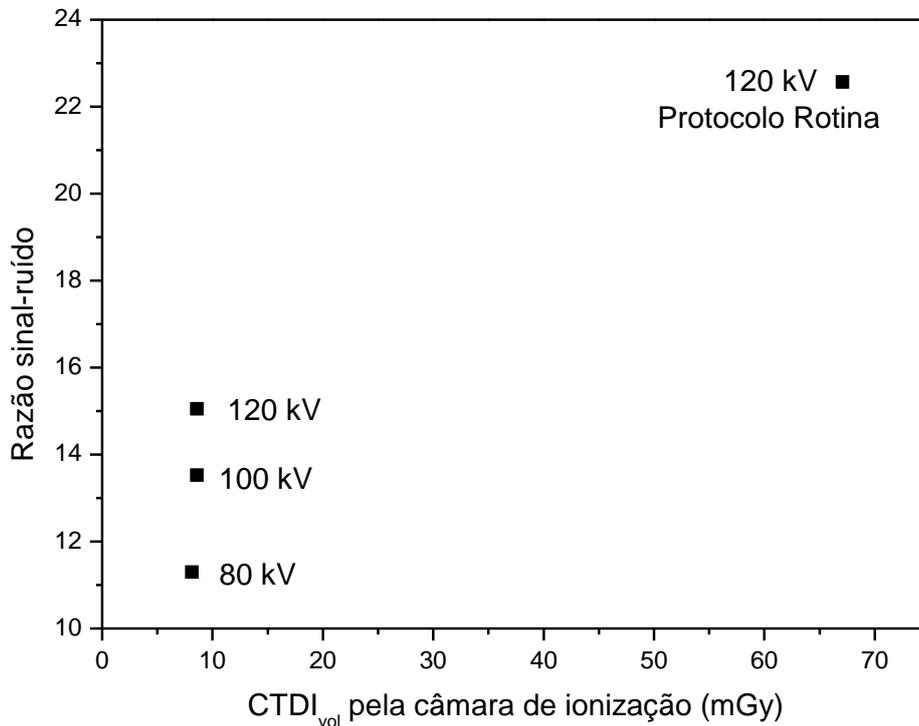


Figura 18: Gráfico da relação sinal-ruído com a dose em  $CTDI_{vol}$ , medido utilizando a câmara de ionização, para os protocolos otimizados e rotina.



Os perfis de dose dos protocolos otimizados e de rotina, referentes às cinco regiões do simulador, são apresentados na Figura 19, Figura 20, Figura 21 e Figura 22, sendo que é possível notar em comum que a maior dose na posição 12 e as menores doses estão nas posições 6 e central. A menor absorção na região central é devido a atenuação nas periferias do material do objeto simulador e na região 6 é em razão a atenuação da radiação na mesa do tomógrafo, diminuindo a curva de maior dose na região. E na posição 12 o feixe não é atenuado por nenhum material, resultando na maior dose nessa região.

Na Figura 20 e Figura 21, há uma proximidade dos perfis de dose de todas as cinco posições do simulador, isso se deve ao feixe ser mais penetrante e contribuir no aumento de dose nas regiões 6 e central, e em consequência acarreta a diminuição da dose nas posições 3, 9 e 12.

É possível analisar pelos perfis de dose a variação da deposição de dose longitudinal e poder relacionar as posições de cada perfil com o ruído daquela região, apresentados na Tabela 10. E assim observar e futuramente corrigir as zonas que ocorre a maior degradação da imagem.

Na Figura 19 a posição 12 é a que recebe maior dose com uma variação pontual entre 8,63 a 12,01 mGy e ruído da região 0,69%; já a posição central possui a menor dose com uma

variação de 5,85 a 7,95 mGy e maior degradação da imagem 0,86%. Na Figura 20 a posição 12 é a região de maior dose com uma variação pontual de 8,32 a 11,14 mGy e ruído da região de 0,59%; a menor dose está localizada na posição central com variação de 6,2 a 8,45 mGy e um ruído de 0,74%. Na Figura 21 a posição de maior dose é na posição 12 com variação entre 6,53 a 11,38 mGy e ruído de 0,66%; a posição 6 é a de menor dose, variando de 5,02 a 9,02 mGy, com ruído de 0,73%.

A Figura 22 apresenta uma alta deposição de dose longitudinal quando comparada com os protocolos otimizados, sendo que a posição de maior dose é na posição 12 com variação entre 71,64 a 80,72 mGy, e a posição central é a de menor dose variando de 49,46 a 61,59 mGy.

Figura 19: Gráfico do perfil de dose do protocolo otimizado de 80 kV do tomógrafo 1.

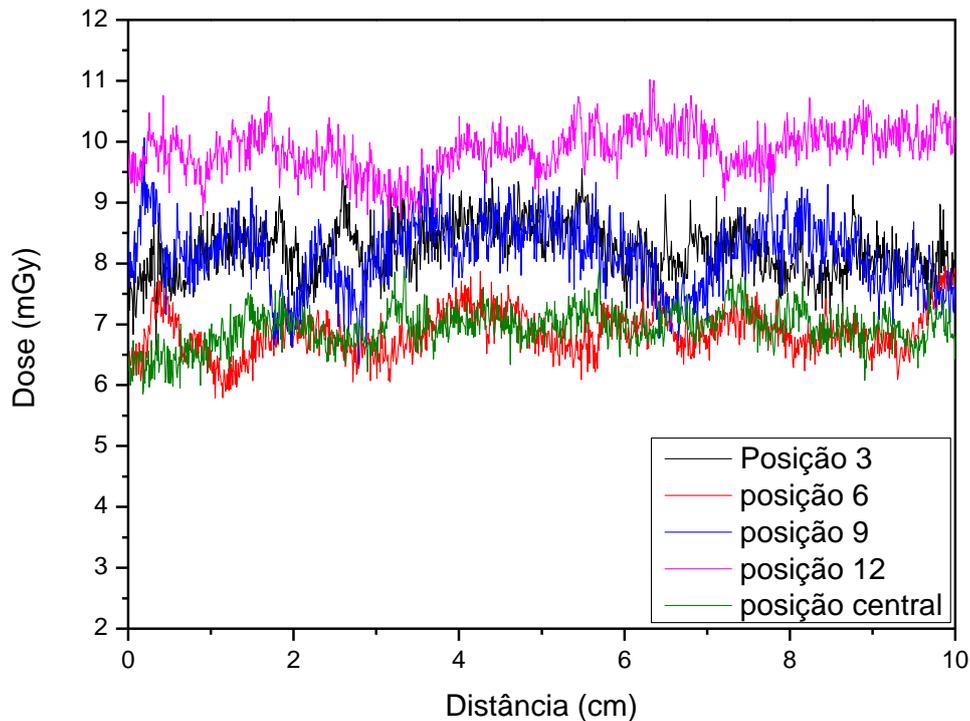


Figura 20: Gráfico do perfil de dose do protocolo otimizado de 100 kV do tomógrafo 1.

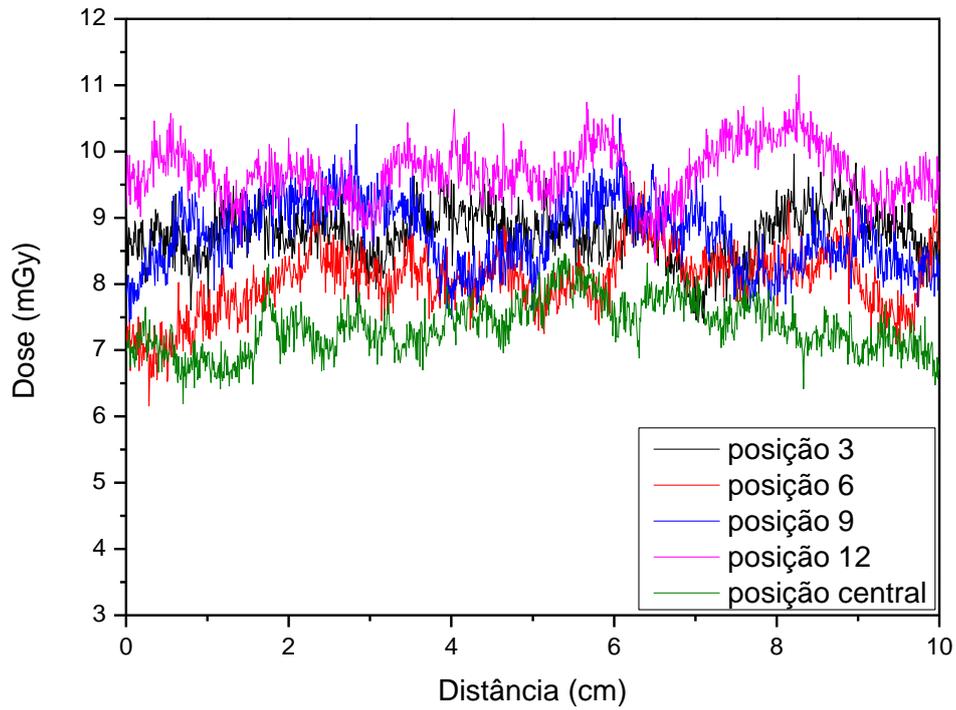


Figura 21: Gráfico do perfil de dose do protocolo otimizado de 120 kV do tomógrafo 1.

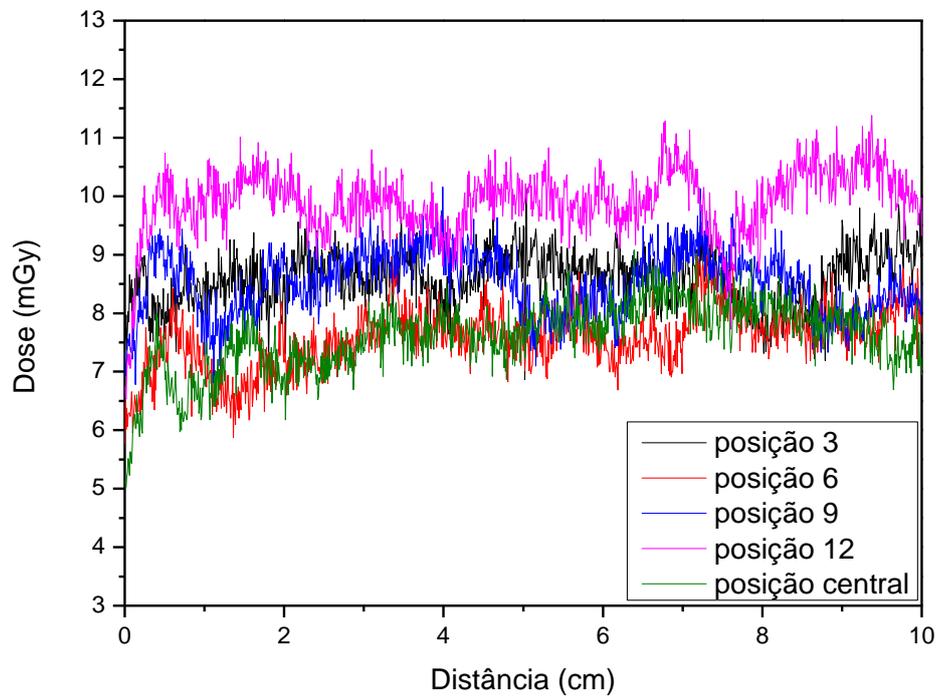


Figura 22: Gráfico do perfil de dose do protocolo não otimizado de 120 kV do tomógrafo 1.

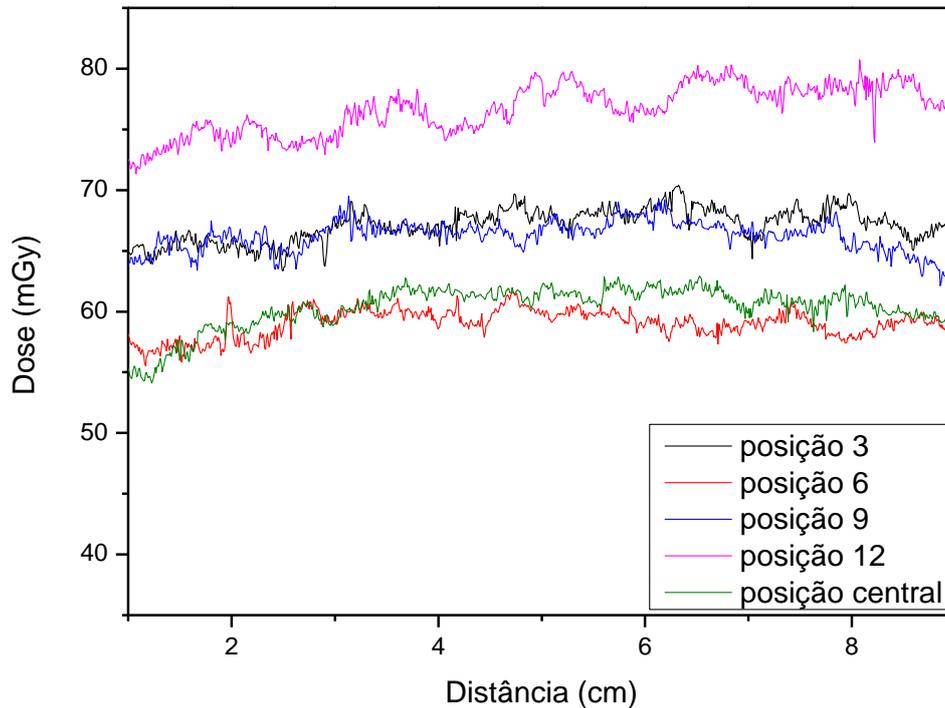


Tabela 10: Ruído para cada posição do perfil de dose do protocolo otimizado do tomógrafo 1.

Tensões		80 kV	100 kV	120 kV
Ruído (%)	Posição 3	0,70	0,69	0,70
	Posição 6	0,74	0,71	0,73
	Posição 9	0,73	0,72	0,70
	Posição 12	0,69	0,59	0,66
	Posição C	0,86	0,74	0,72

### 4.3 Resultados da otimização de protocolo e avaliação da qualidade da imagem do tomógrafo 2

Nesta seção serão apresentados os resultados obtidos na TC Asteion 4 Toshiba, segundo a metodologia indicada no item 3.2.5. A Tabela 11 contém os dados obtidos das medidas padrões de kerma no ar ( $C_{a,100}$ ) e kerma ponderado ( $C_w$ ) utilizando a câmara de ionização, nas tensões de 80, 100, 120 e 135 kV, para a realização da calibração do filme radiocrômico.

A Tabela 11 possui a menor dose na posição central, isso ocorre devido a atenuação na região periférica do objeto simulador, e na posição 6 é a segunda menor, por causa da atenuação na mesa.

Os dados de kerma no ar medidos com a câmara de ionização são apresentados na Tabela 12, e de acordo com a seção 3.2.3, convertendo  $C_{ar,100}$  dos protocolos padrões da Tabela 11 para os valores utilizados nos protocolos otimizados e nos de rotinas hospitalar. Ainda na Tabela 12 contém os valores da média das intensidades no centro da fita, os coeficientes de calibração, e as doses em CTDI do filme radiocrômico.

Nota-se que os dados dos coeficientes de conversão dos protocolos otimizados, apresentados na Tabela 12, possuem valores menores na posição C do objeto simulador do que nas posições periféricas, pois a intensidade de fótons na região central é menor por causa da atenuação da radiação na periferia do simulador.

Os resultados dos valores de  $CTDI_{vol}$  e MSAD foram obtidos para os protocolos otimizados e para os dois protocolos de rotina, e estes serão apresentados na Tabela 13.

Tabela 11: Dados das leituras médias realizadas com a câmara de ionização com o protocolo padrão de calibração no tomógrafo 2.

Tensão	Posição	Leitura média de $C_{a,100}$ (mGy)	Desvio Padrão	Kerma ponderado (mGy)
80 kV	3	9,620	0,204	8,916
	6	8,303	0,104	
	9	9,462	0,022	
	12	10,653	0,510	
	C	7,728	0,002	
100 kV	3	16,400	0,445	15,487
	6	14,057	0,010	
	9	16,067	0,901	
	12	18,677	0,626	
	C	13,860	0,004	
120 kV	3	24,460	0,660	22,763
	6	21,287	0,588	
	9	23,550	0,022	
	12	25,520	0,036	
	C	20,880	0,002	
135 kV	3	27,047	0,045	27,768
	6	26,337	0,495	
	9	28,057	0,040	
	12	33,127	1,804	
	C	26,020	0,029	

Tabela 12: Dados do  $C_{ar,100}$  convertido para as correntes dos protocolos otimizados e dos protocolos de rotina, coeficientes de conversão e CTDI do filme radiocrômico.

Tensão	Posição	$C_{ar,100}$ convertido (mGy)	Média da intensidade da fatia central (intens.)	Coefficiente de conversão (mGy/intens.)	CTDI Filme (mGy)
80 kV	3	12,506	33,730	0,371	12,764
	6	10,794	35,373	0,305	10,652
	9	12,300	36,777	0,334	12,224
	12	13,849	38,001	0,364	13,592
	C	10,046	31,739	0,317	9,990
100 kV	3	9,840	25,550	0,385	10,810
	6	8,434	24,949	0,338	9,025
	9	9,640	28,676	0,336	9,868
	12	11,206	30,888	0,363	11,661
	C	8,316	25,819	0,322	8,635
120 kV	3	12,230	31,680	0,386	12,560
	6	10,643	29,343	0,363	11,136
	9	11,775	33,402	0,353	12,031
	12	12,760	34,094	0,374	13,255
	C	10,440	30,794	0,339	10,884
135 kV (P1)	3	60,855	81,401	0,748	62,385
	6	59,2575	82,263	0,720	60,087
	9	63,1275	82,957	0,761	64,782
	12	74,535	85,580	0,871	75,497
	C	58,545	80,042	0,731	59,198
135 kV (P2)	3	68,969	77,166	0,894	70,048
	6	67,159	74,609	0,900	68,176
	9	71,545	76,741	0,932	72,808
	12	84,473	78,489	1,076	85,717
	C	66,351	74,984	0,885	67,300

Tabela 13: Resultados do MSAD e  $CTDI_{vol}$  para protocolos de exame de cabeça adulto otimizados e de rotinas do tomógrafo 2.

Protocolo	Otimizados			Rotinas	
	80	100	120	135 (P1)	135 (P2)
Tensão (kV)	80	100	120	135 (P1)	135 (P2)
$CTDI_{vol}$ do filme radiocrômico (mGy)	11,535	9,772	11,792	63,524	71,891
$CTDI_{vol}$ da câmara de ionização (mGy)	11,439	9,437	11,632	63,318	71,760
Diferença do $CTDI_{vol}$ entre filme e câmara de ionização	0,834%	3,555%	1,373%	0,326%	0,182%
MSAD (mGy)	11,172	9,380	11,329	62,514	70,288

Observa-se na Tabela 13, que o  $CTDI_{vol}$  de menor valor, para ambos os dosímetros utilizados, foi o protocolo otimizado de tensão 100 kV, e os valores de dose dos protocolos de 80 e 120 kV apresentaram seus números próximos entre si. Comparando o protocolo otimizado de 100 kV e os dois utilizados no hospital, 135 kV (P1) e 135 kV (P2), foi possível reduzir respectivamente a dose em 84,6% e 92,6%.

A diferença dos valores de dose entre os dosímetros, câmara de ionização e filme radiocrômico, teve a maior variação para o protocolo otimizado de 100 kV, de aproximadamente 3,55%, e a menor variação para o protocolo de rotina de 135 kV (P2), provando que não há uma grande discrepância entre os valores dos dosímetros e que a utilização do filme radiocrômico é válida para a utilização no processo de otimização de protocolos.

Os valores de MSAD para os protocolos otimizados apresentaram menores doses do que o sugerido pelo NRD para exames de cabeça de um adulto, e o no caso dos protocolos de rotinas ultrapassou o limite de dose indicada para varredura de cabeça adulto de 50 mGy. Dois protocolos de rotinas são utilizados no serviço do hospital, e são nomeados de 135 kV (P1) e 135 kV (P2), e devido as dose possuem valores muito acima do valor do NRD considera-se situação de alerta, e devem ser urgentemente otimizados para que a dose no paciente seja mínima.

O ruído da imagem e razão sinal-ruído dos protocolos otimizados e de rotinas são apresentados na Tabela 14. Observa-se que os ruídos para os protocolos otimizados estão abaixo de 1%, que é considerado uma boa imagem para diagnóstico, sendo que o de 80 kV apresenta o maior ruído e o de 120 kV possui o menor ruído entre eles. No caso dos protocolos de rotinas obtiveram os ruídos menores comparando com o protocolo otimizado de 100 kV, de aproximadamente 0,59% menor para P1 e 0,48% para P2. Claro que quanto menor o ruído melhor a qualidade da imagem, visto que para as varreduras de cabeça é o suficiente para diagnóstico e mais válido em questões de radioproteção obter um ruído abaixo de 1% e que possua uma menor dose.

Analisando as Tabela 13 e Tabela 14, o protocolo otimizado de 100 kV é que possui a menor dose e um ruído considerado médio, que é considerado aceitável para a imagem diagnóstica.

Tabela 14: Dados de ruído das imagens dos protocolos de rotinas e os otimizados.

<b>Protocolo</b>	<b>Otimizados</b>			<b>Rotinas</b>	
Tensão (kV)	80	100	120	135 (P1)	135 (P2)
Desvio Padrão	60,52	60,49	60,5	60,5	60,55
Média das intensidades (H)	10,04	8,9	8,36	2,17	3,3
Ruído (%)	0,95%	0,84%	0,79%	0,20%	0,31%
Razão sinal-ruído	6,028	6,797	7,237	27,88	18,348

A Figura 23 é o gráfico da relação ruído pela dose em  $CTDI_{vol}$  (utilizando o filme radiocrômico) e a Figura 24 apresenta a razão sinal-ruído versus o  $CTDI_{vol}$  (utilizando os valores da câmara de ionização); a partir da observação dos gráficos nota-se de forma mais rápida que o protocolo otimizado de 100 kV pode ser escolhido, pois tem a melhor relação dose-ruído entre os outros protocolos, possuindo a menor dose e um ruído considerado de médio.

Com análise da razão sinal-ruído e dose os protocolos de rotinas do hospital possui a melhor razão sinal-ruído do que os protocolos otimizados, mas em contrapartida utiliza-se uma dose bem maior.

A baixa RSR é acarretado quando há uma corrente insuficiente para que chegue um número considerável de fótons no detector, ou por fatores como espalhamento da radiação ou eficiência de detecção do detector que incrementam no ruído. Apesar do protocolo de 80 kV possuir uma corrente maior do que o de 100 kV, esse obtém a melhor RSR, pois o protocolo de 80 kV gera mais radiação espalhada.

Figura 23: Gráfico do ruído da imagem pelo  $CTDI_{vol}$  para os protocolos otimizados de 80, 100 e 120 kV do tomógrafo 2.

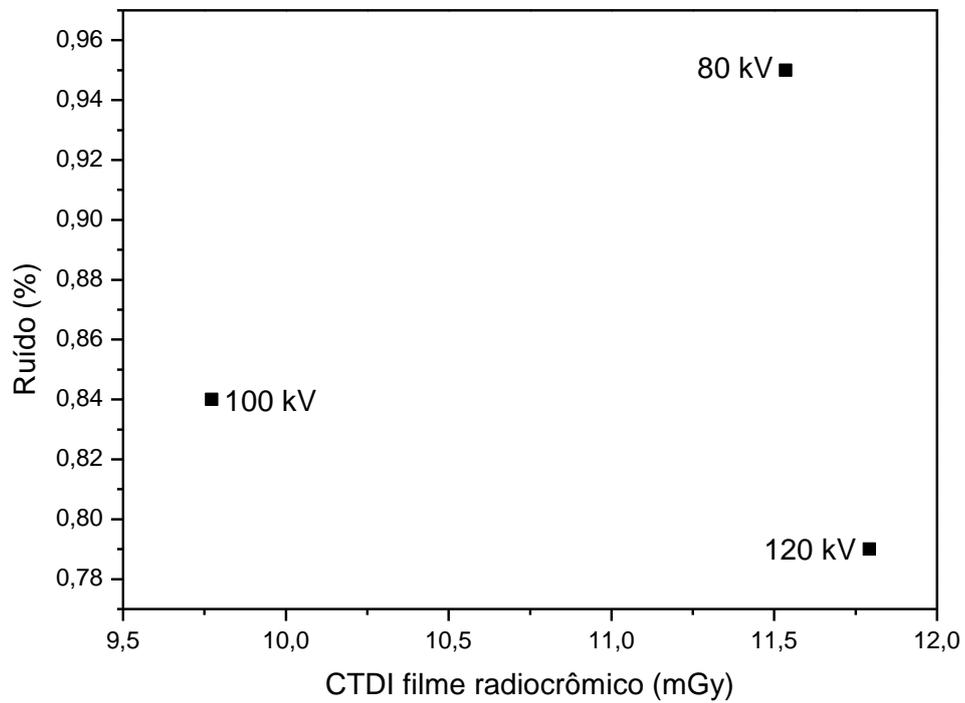
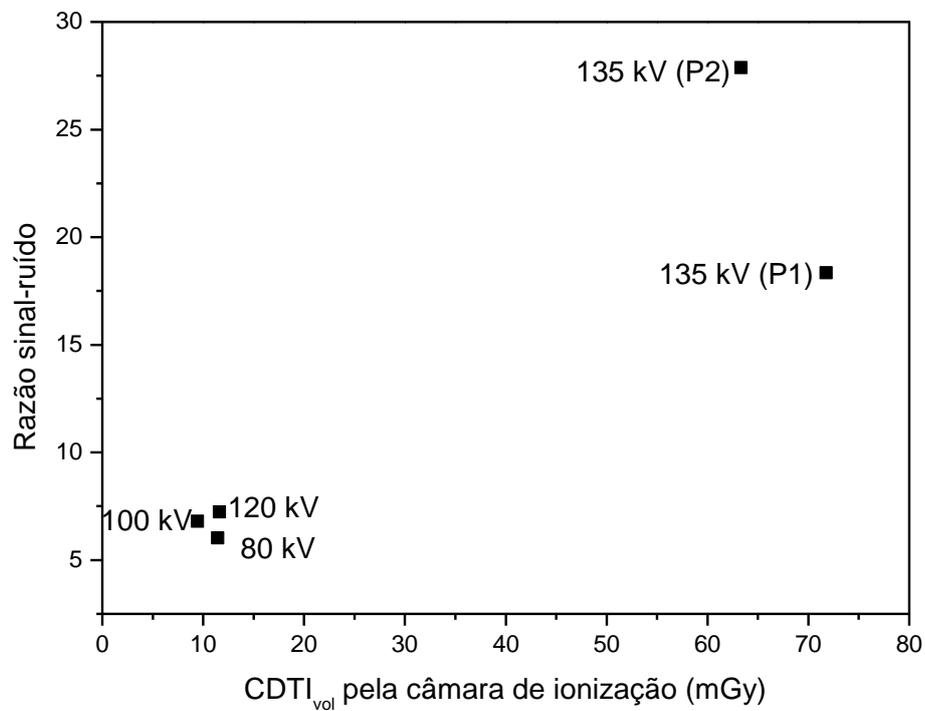


Figura 24: Gráfico da relação sinal-ruído com a dose em  $CTDI_{vol}$ , medido utilizando a câmara de ionização, para os protocolos otimizados e de rotinas do tomógrafo 2.



Os perfis de dose, referentes às cinco posições no simulador, dos protocolos otimizados (80 kV, 100 kV e 120 kV) são apresentados respectivamente na Figura 25, Figura 26 e Figura 27; e os protocolos de rotina (135 kV(P1) e 135 kV (P2)) são esboçados na Figura 28 e Figura 29 respectivamente.

Percebe-se em comum nos gráficos dos protocolos otimizados e nos de rotinas que a maior dose se encontra na posição 12 e as menores doses estão nas posições 6 e central. A menor absorção na região central é devido a atenuação nas periferias do material do objeto simulador e na região 6 é em razão a atenuação da radiação na mesa do tomógrafo, diminuindo a curva de dose na região; a posição 12 tem a maior dose, pois o feixe é direto e primário. Observa-se também a curvatura do perfil de dose, obtendo maior dose na região do centro do objeto simulador, justificado pelo aumento da radiação espalhada oriundo das fatias adjacentes.

Na Figura 26 e Figura 27, constata-se uma proximidade dos perfis de dose das posições do simulador, por causa do feixe ser mais penetrante e contribuir no aumento da dose nas regiões 6 e central, gerando também uma diminuição da dose nas posições 3, 9 e 12.

As variação da deposição de dose longitudinal pelos perfis de dose e o ruído de cada posição do perfil de dose são esboçados na Tabela 15, no intuito de analisar as zonas onde ocorre a maior degradação da imagem.

Na Figura 25 verifica-se que a posição 12 possui a maior dose com variação pontual entre 12,16 a 14,95 mGy e ruído da região 1,09%, e a posição central possui a menor dose com uma variação de 7,88 a 10,61 mGy e com a maior degradação da imagem 1,15%. Na Figura 26 a posição 12 tem o perfil de maior dose com uma variação pontual de 9,61 a 12,69 mGy e ruído da região de 0,93%; a menor dose está localizada na posição central com variação de 6,91 a 9,45 mGy e um ruído de 0,99%. Na Figura 27 a posição de maior dose é a 12 com variação entre 11,13 a 14,17 mGy e ruído de 0,758%; a posição central é a de menor dose, variando de 8,12 a 11,41 mGy, com ruído de 0,81%.

A Figura 28 tem a maior dose na posição 12 com variação pontual entre 72,56 a 78,1 mGy e a menor dose na posição central com uma variação de 52,55 a 61,03 mGy. E na Figura 29, a maior dose é na posição 12 com variação pontual entre 75,11 a 90,84 mGy e a menor dose na posição central com uma variação de 57,68 a 70,12 mGy.

Figura 25: Gráfico do perfil de dose do protocolo otimizado de 80 kV do tomógrafo 2.

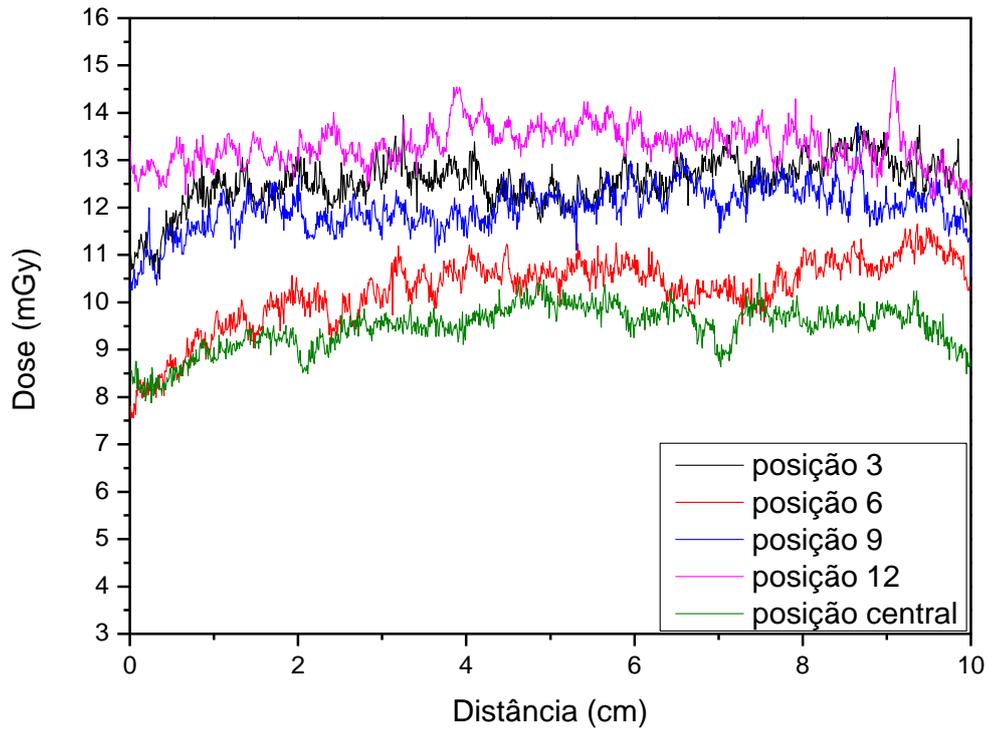


Figura 26: Gráfico do perfil de dose do protocolo otimizado de 100 kV do tomógrafo 2.

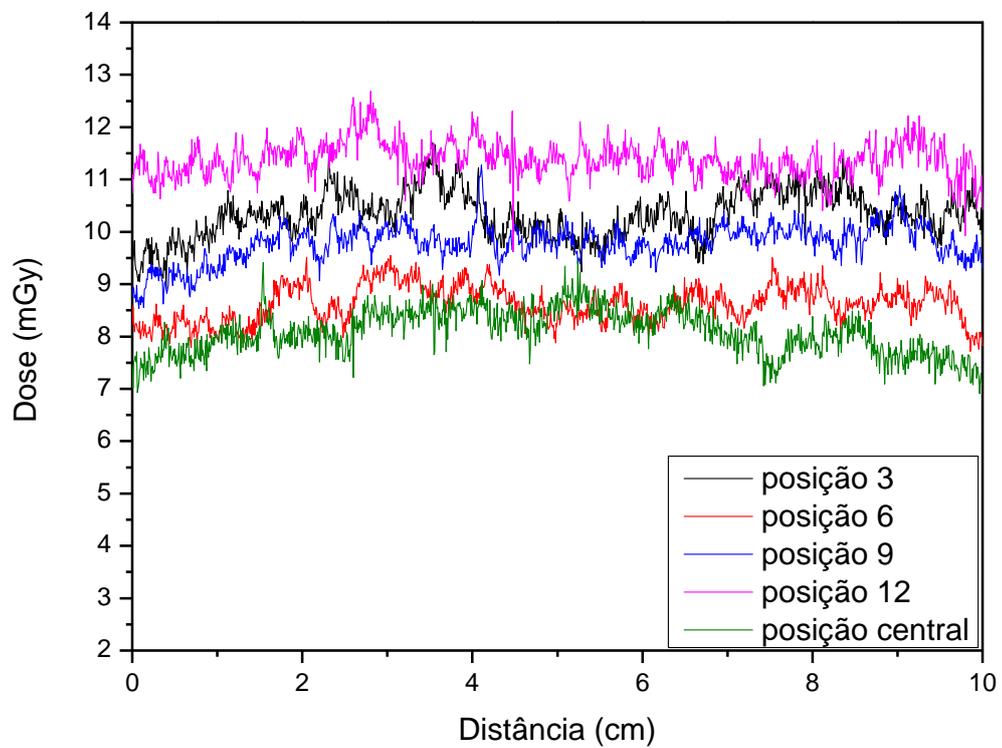


Figura 27: Gráfico do perfil de dose do protocolo otimizado de 120 kV do tomógrafo 2.

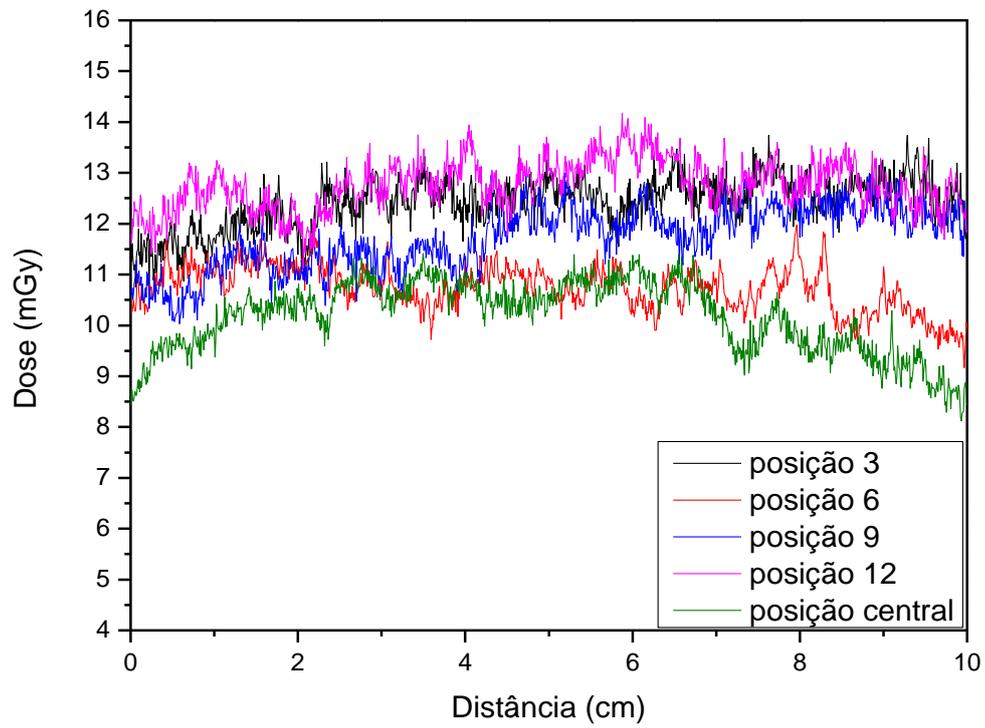


Figura 28: Gráfico do perfil de dose do protocolo de rotina de 135 kV (P1) do tomógrafo 2.

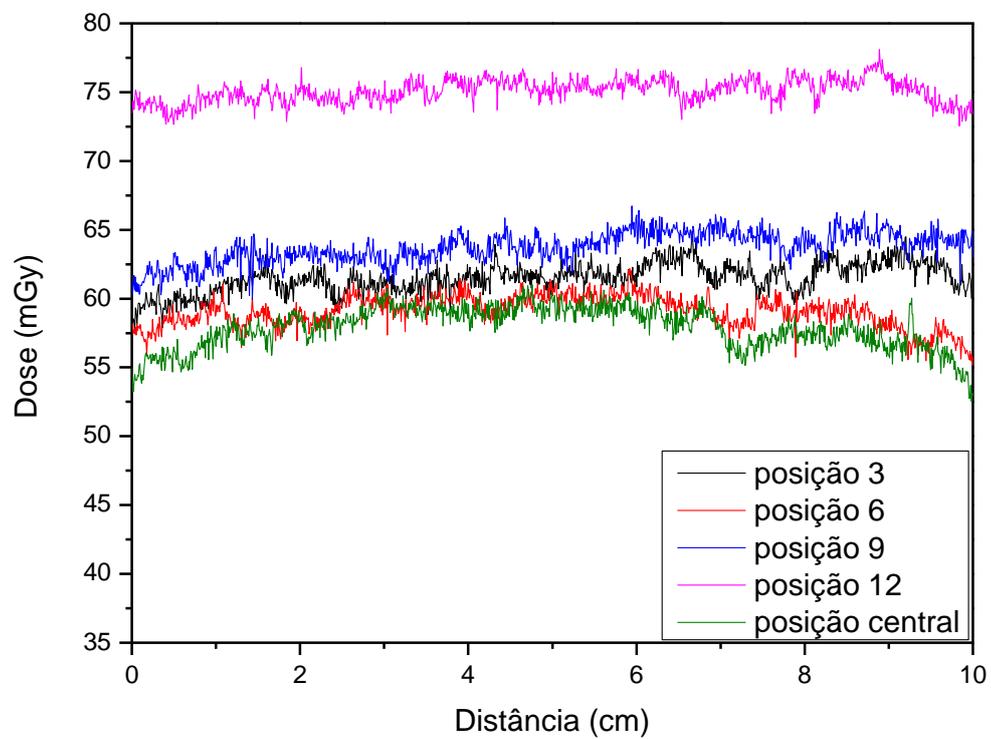


Figura 29: Gráfico do perfil de dose do protocolo de rotina de 135 kV (P2) do tomógrafo 2.

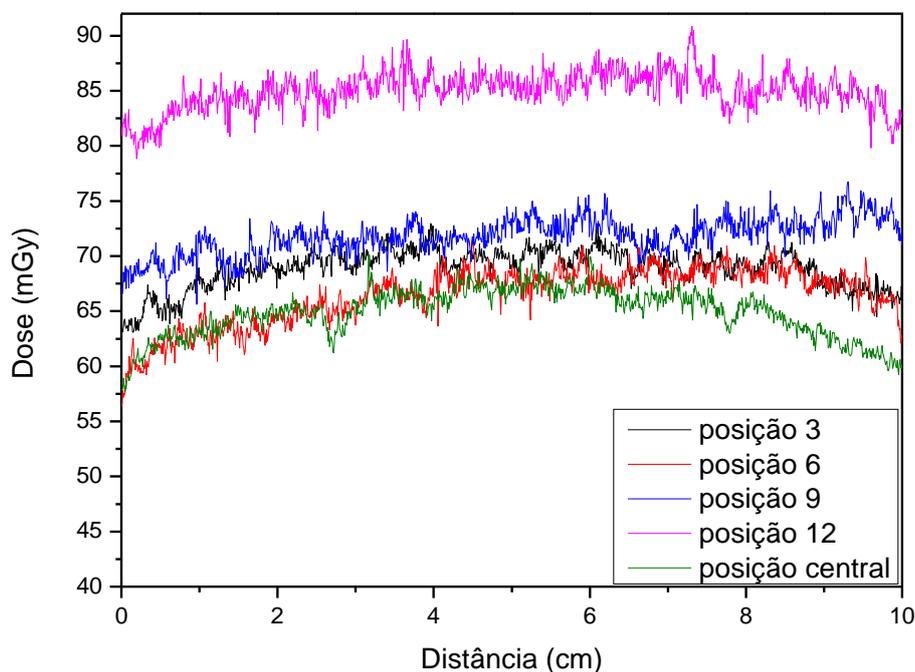


Tabela 15: Ruído da região de cada perfil de dose para os protocolos otimizados do tomógrafo 2.

Tensões		80 kV	100 kV	120 kV
Ruído (%)	Posição 3	1,06	0,9	0,757
	Posição 6	1,12	0,93	0,765
	Posição 9	1,05	0,9	0,74
	Posição 12	1,09	0,93	0,758
	Posição C	1,15	0,99	0,81

#### 4.4 Utilização do Protocolo otimizado com o protetor ocular de bismuto

Neste tópico serão apresentados os resultados das medidas de dose com o filme radiocrômico, utilizando o protetor ocular de bismuto, e aplicando os protocolos otimizados e de rotinas hospitalar (não otimizados) para os tomógrafos 1 e 2, a fim de analisar a dose na região dos cristalinos (esquerdo e direito) e tireoide e a degradação da imagem causada pelo protetor.

##### 4.4.1 Utilização do protetor ocular de bismuto nos protocolos do tomógrafo 1

Neste subitem serão exibidos os resultados referentes ao tomógrafo 1, que utilizou o simulador de PMMA e o simulador antropomórfico Alderson, para medidas de doses nas regiões propostas e avaliação dos métodos pela diferença de doses.

#### 4.4.1.1 Com objeto simulador de PMMA

Os resultados das doses no cristalino esquerdo, direito e tireoide dos protocolos otimizados (80 kV, 100 kV e 120 kV) e o de rotina (120 kV), com utilização e não do protetor ocular de bismuto no objeto simulador de PMMA, são apresentados na Tabela 16.

Verifica-se nos protocolos otimizados e no de rotina que a utilização do protetor ocular de bismuto contribuiu para a diminuição da dose na tireoide e nos cristalinos (esquerdo e direito) quando comparado com a varredura sem o protetor. No protocolo de 80 kV houve uma redução maior da dose com aproximadamente 49,4% na tireoide, 35,2% no cristalino esquerdo e 24,9% no cristalino direito. Os outros protocolos obteve uma dose menor na tireoide, cristalino esquerdo e cristalino direito respectivamente: para o protocolo otimizado 100 kV com 15,1%, 32,1% e 26,46%, para o protocolo otimizado 120 kV com 17,9%, 18,9% e 18,3%, e para o protocolo de rotina com 2,46%, 15,76% e 17,44%.

Tabela 16: Dose no cristalino esquerdo, direito e tireoide dos protocolos otimizados e de rotina do tomógrafo 1.

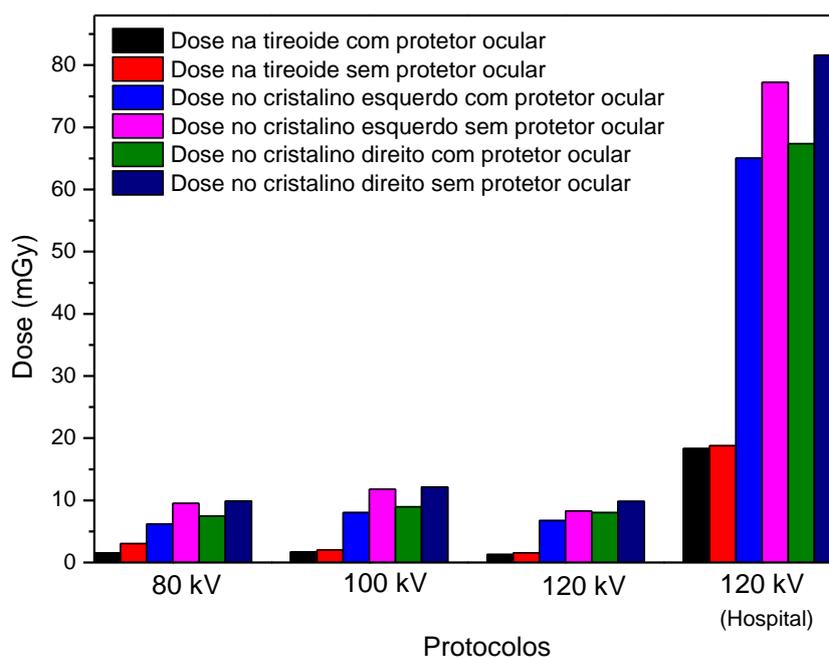
		<b>Protocolo</b>	<b>80 kV</b>	<b>100 kV</b>	<b>120 kV</b>	<b>120 kV (Rotina)</b>
<b>Dose (mGy)</b>	Tireoide	Com protetor	1,551	1,703	1,279	18,335
		Sem protetor	3,060	2,006	1,558	18,797
	Cristalino esquerdo	Com protetor	6,179	8,012	6,720	65,052
		Sem protetor	9,535	11,804	8,286	77,226
	Cristalino direito	Com protetor	7,438	8,947	8,044	67,371
		Sem protetor	9,904	12,166	9,846	81,598

A Figura 30 exibe os dados da Tabela 16. O protocolo otimizado de 80 kV obteve a menor dose nos cristalinos pelo uso de protetor ocular de bismuto, visto que deve ser considerado que este protocolo também pelo fato de ter o menor valor em  $CTDI_{vol}$  entre os protocolos otimizados, e este equipamento de proteção contribui ainda mais para a redução da dose nos órgãos radiosensíveis em estudo.

O protocolo de segunda menor dose nos órgãos em estudo, usando o protetor ocular de bismuto, é o protocolo otimizado de 120 kV, mas o valor em  $CTDI_{vol}$  é o maior entre todos os protocolos otimizados. Observa-se nesse protocolo que a dose tem pouca variação entre sem e com o protetor ocular de bismuto quando comparado com os outros protocolos. Isso ocorre devido ao feixe de 120 kV possuir uma maior penetrabilidade no objeto simulador e assim diminuir a dose na superfície, mas com a utilização do protetor ocular de bismuto há um aumento da dose na superfície, pois há uma redução no potencial de penetrabilidade do feixe.

E o protocolo otimizado de 100 kV possui a maior dose nos cristalinos, no entanto seu valor em  $CTDI_{vol}$  é menor do que o protocolo otimizados de 120 kV.

Figura 30: Gráfico da dose na tireoide, cristalino esquerdo e direito com e sem protetor ocular de bismuto para protocolos otimizados e de rotina do tomógrafo 1, utilizando objetos simuladores de PMMA.



A Tabela 17 apresenta os dados do ruído para os protocolos otimizados e o de rotina, com o protetor ocular de bismuto, da fatia central da imagem e na fatia central referente ao protetor, e também mostra a diferença entre os ruídos da fatia central da imagem com o protetor e sem o protetor, os quais foram exibidos na Tabela 9.

Tabela 17: Dados de ruído das imagens dos protocolos otimizados e de rotina do tomógrafo 1, utilizando o protetor ocular de bismuto.

<b>Protocolo</b>	<b>80 kV</b>	<b>100 kV</b>	<b>120 kV</b>	<b>120 kV (Rotina)</b>
Ruído na fatia central da imagem realizada com protetor de bismuto	0,87%	0,79%	0,76%	0,48%
Ruído na fatia central do protetor de bismuto	1,09%	0,93%	0,96%	0,69%
Diferença entre os ruídos sem e com protetor	0,16%	0,10%	0,09%	0,03%

Os resultados da Tabela 17 apontam que a utilização do protetor ocular de bismuto acarretou um aumento do ruído na fatia central da imagem. Sendo que o ruído do protocolo de 80 kV foi o que mais sofreu aumento, tal que o ruído da fatia central da imagem ainda se encontra abaixo dos 1%, mas na região central ao protetor adquiriu um ruído maior que esse limite, tornando o protocolo inutilizável quando requerer o uso do protetor. Os outros protocolos otimizados obteve os ruídos para as duas regiões baixo de 1%, e a diferença entre os ruídos sem e com o protetor ocular de bismuto apresentou pouca variação porcentual, observando que não houve tanta degradação na imagem diagnóstica.

#### 4.4.1.2 *Com objeto simulador antropomórfico Alderson*

Os resultados das doses no cristalino esquerdo, direito e tireoide dos protocolos otimizados (80 kV, 100 kV e 120 kV) com utilização e não do protetor ocular de bismuto no objeto simulador antropomórfico Alderson, são apresentados na Tabela 18 e na Figura 31.

Para os protocolos otimizados a utilização do protetor contribui para a redução da dose na tireoide e nos cristalinos esquerdo e direito respectivamente: no protocolo de 80 kV de 62,7%, 26,1% e 12,8%, para o protocolo de 100kV com 50,5%, 29,6% e 9,2% para o protocolo 120 kV com 30,6%, 17,4% e 30%.

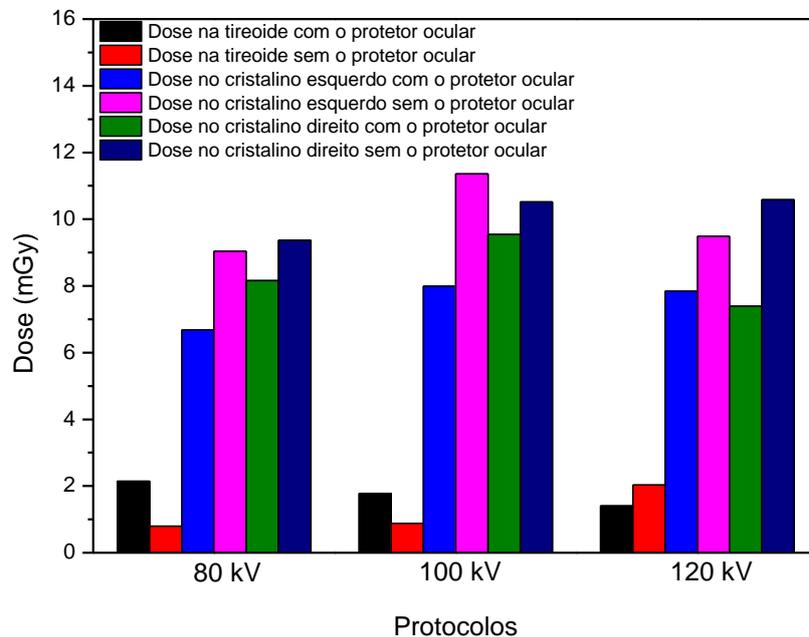
Constata-se que houve um aumento do ruído na fatia central com o uso do protetor de bismuto. Sendo que o ruído do protocolo de 80 kV foi o que mais sofreu aumento, notando que na fatia central da imagem o ruído ainda se encontra abaixo dos 1%, mas na região do protetor o ruído ultrapassou esse limite, tornando o protocolo inutilizável quando requerer o uso do protetor. Os outros protocolos otimizados obteve os ruído para as duas regiões baixo

de 1%, e a diferença entre os ruídos com e sem protetor indicaram que não houve tanta degradação na imagem diagnóstica quando se utiliza o protetor ocular de bismuto.

Tabela 18: Dados do ruído e da dose na tireoide, cristalino esquerdo e direito dos protocolos otimizados, com e sem o protetor ocular de bismuto.

Protocolo		80 kV	100 kV	120 kV	
Dose absorvida (mGy)	Tireoide	Com protetor	2,141	1,775	1,406
		Sem protetor	0,798	0,878	2,026
	Cristalino esquerdo	Com protetor	6,68	7,991	7,837
		Sem protetor	9,042	11,358	9,488
	Cristalino direito	Com protetor	8,16	9,542	7,392
		Sem protetor	9,364	10,516	10,579
	Ruído	Com protetor	1,16%	0,91%	0,73%
		Sem protetor	1%	0,80%	0,72%
	Diferença percentual entre os ruídos		0,16%	0,11%	0,01%

Figura 31: Gráfico da dose na tireoide, cristalino esquerdo e direito com e sem protetor ocular de bismuto para protocolos otimizados do tomógrafo 1, utilizando um simulador Alderson.



#### 4.4.2 Utilização do protetor ocular de bismuto nos protocolos do tomógrafo 2

Os resultados das doses no cristalino esquerdo, direito e tireoide dos protocolos otimizados (80 kV, 100 kV e 120 kV) e os de rotinas (135 kV (P1) e 135 kV (P2)), com

utilização e não do protetor ocular de bismuto no objeto simulador de PMMA, são exibidos na Tabela 19.

Tabela 19: Tabela da dose absorvida no cristalino esquerdo, direito e tireoide dos protocolos de rotinas e otimizados do tomógrafo 2.

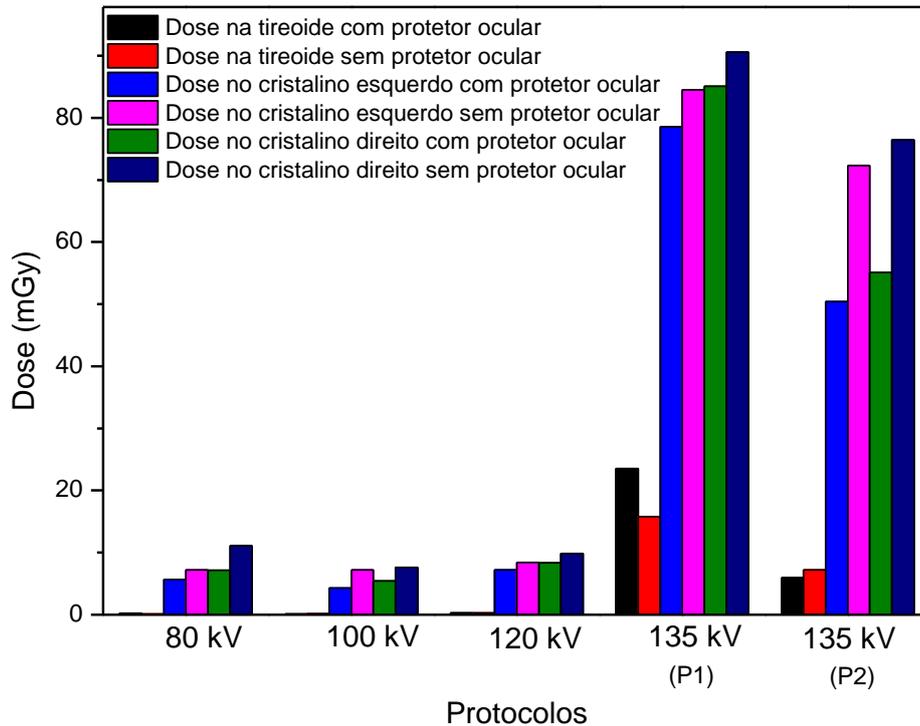
Protocolos		80 kV	100 kV	120 kV	135 kV (P1)	135 kV (P2)	
Dose (mGy)	Tireoide	Com protetor	0,219	0,099	0,268	15,771	5,958
		Sem protetor	0,116	0,179	0,287	23,512	7,21
	Cristalino esquerdo	Com protetor	5,687	4,297	7,224	78,592	50,4
		Sem protetor	7,190	7,23	8,42	84,502	72,32
	Cristalino direito	Com protetor	7,141	5,433	8,365	85,093	55,13
		Sem protetor	11,096	7,606	9,834	90,6	76,452

Para os protocolos de rotinas e otimizados, a utilização do protetor contribuiu para a diminuição da dose na tireoide e nos cristalinos esquerdo e direito, com uma redução maior da dose na tireoide no protocolo de 80 kV com 47%, e 20,9% no cristalino esquerdo e 35,6% no cristalino direito. A redução da dose na tireoide, cristalino esquerdo e cristalino direito respectivamente: para o protocolo otimizado 100kV com 44,6%, 40,6% e 28,6% para o protocolo otimizado 120 kV com 0,07%, 14,2% e 14,9%, e para os protocolos de rotinas de serviço do Hospital: 135 kV (P1) 32,9%, 6,9% e 6,1%, no protocolo 135 kV(P2) com 17,36%, 30,3%, 27,8%.

Analisando a redução das doses nos protocolos de rotinas do hospital, utilizando o protetor ocular de bismuto, é baixa comparado com os protocolos otimizados, e ainda as doses continua sendo alta nas regiões. Nota-se também que a dose é maior no cristalino direito do que no esquerdo, que pode ser devido à falta de planura do feixe.

A Figura 32 é o gráfico da Tabela 19, e verifica-se que o protocolo de menor dose nos órgãos em estudo é o protocolo otimizado de 100 kV. Observa-se que a redução da dose nos órgãos superficiais com a utilização do protetor de bismuto não é tão discrepante quanto comparado com os outros protocolos otimizados.

Figura 32: Gráfico da dose na tireoide, cristalino esquerdo e direito com e sem protetor ocular para protocolos de rotinas e os otimizados do tomógrafo 2, utilizando objetos simuladores de PMMA.



Na Tabela 20 serão apresentados os dados do ruído para os protocolos de rotinas e otimizados, utilizando o protetor ocular de bismuto, da fatia central da imagem, na fatia central referente ao protetor, e a diferença porcentual da fatia central com o protetor com os dados do ruído sem a utilização do mesmo, os quais foram citados na Tabela 14.

Verificou-se que houve um aumento do ruído na fatia central com o uso do protetor de bismuto, sendo que o ruído do protocolo de 100 kV foi o que mais sofreu aumento, notando que na fatia central da imagem o ruído ainda se encontra abaixo dos 1%, mas na região do protetor o ruído ultrapassou esse limite, tornando o protocolo inutilizável quando requerer o uso do protetor. No caso do protocolo de 80 kV, os ruídos para as duas regiões foram acima de 1%; o protocolo de 120 kV apresentou uma baixa diferença porcentual, com o ruído para ambas as regiões abaixo de 1%, não havendo tanta degradação na imagem diagnóstica. A utilização de protetor ocular de bismuto no protocolo otimizado de 120 kV tem a melhor relação dose-ruído associado a melhor qualidade da imagem.

Tabela 20: Dados de ruído das imagens dos protocolos de rotinas e otimizados do tomógrafo 2, utilizando o protetor ocular de bismuto.

<b>Protocolos</b>	<b>135 kV (P1)</b>	<b>135 kV (P2)</b>	<b>80 kV</b>	<b>100 kV</b>	<b>120 kV</b>
<b>Ruído na fatia central</b>	0,43%	0,24%	1,07%	0,99%	0,80%
<b>Ruído na fatia central ao protetor de bismuto</b>	0,57%	0,40%	1,21%	1,19%	0,94%
<b>Diferença porcentual entre os ruídos sem e com protetor da fatia central</b>	0,12%	0,04%	0,12%	0,15%	0,01%

#### 4.5 Incertezas dos experimentos

Os resultados do cálculo das incertezas da calibração do filme radiocrômico são exibidas na Tabela 21, e os valores das incertezas associadas à câmara de ionização são apresentadas na Tabela 22. Em ambas as Tabelas mostraram que a maior contribuição na incerteza é relativo a calibração da câmara de ionização, e para reduzir este valor é necessário uma calibração do dosímetro clínico com maior precisão. Outra alternativa para eliminar essa incerteza é não realizar calibração cruzada entre o filme radiocrômico e a câmara de ionização, substituindo pela calibração do filme radiocrômico diretamente na TC.

Os testes de estabilidade e de fuga da carga na câmara de ionização realizados para verificação das condições de funcionamento do dosímetro clínico, conforme indicados no item 3.2.2, apresentaram que a câmara de ionização estava funcionando em condições normais e os testes de estabilidade dentro das normalidades, não havendo fuga de carga.

Tabela 21: Incerteza da calibração do filme radiocrômico.

<b>Incerteza</b>	<b>Tipo</b>	<b>Valor da fonte (%)</b>	<b>Distribuição de Probabilidade</b>	<b>Divisor</b>	<b>Incerteza relativa (%)</b>	<b>Graus de liberdade</b>	<b>Fator de abrangência (k)</b>
Uniformidade scanner	A	0,068	T-student	20	0,015	19	2,13
Repetibilidade scanner	A	0,186	T-student	5	0,083	4	2,87
Desvanescência filme e radiação de fundo	A	0,254	T-student	5	0,114	4	2,87
Calibração da câmara de ionização	B	4	Retângular	2	2,000	infinito	2
Densidade ótica do filme radiocrômico	A	1,978	T-student	2	0,989	1	4,53
Reprodutibilidade câmara de ionização	A	0,837	Normal	10	0,265	9	2,32
Posicionamento do filme radiocrômico	A	0,5	Retângular	5	0,224	4	2,87

**Incerteza padrão combinada ( $u_c$ )= 2,262% com  $v_{efetivo}=27,34$  e  $K_{efetivo}=2,11$**   
 Incerteza expandida (U) = 4,773% com nível de confiança aproximadamente de 95,5%.

Tabela 22: Incerteza da câmara de ionização.

<b>Incerteza</b>	<b>Tipo</b>	<b>Valor da fonte (%)</b>	<b>Distribuição de Probabilidade</b>	<b>Divisor</b>	<b>Incerteza relativa (%)</b>	<b>Graus de liberdade</b>	<b>Fator de abrangência (k)</b>
Calibração da câmara de ionização	B	4	Retangular	2	2,000	Infinito	2
Reprodutibilidade câmara de ionização	A	0,837	Normal	10	0,265	9	2,32

**Incerteza padrão combinada( $u_c$ )= 2,018% e  $K_{efetivo}= 2$**   
 Incerteza expandida (U) = 4,035% com nível de confiança aproximadamente de 95,5%.

#### 4.6 Conclusões do capítulo

Nos experimentos de otimização do protocolo de cabeça no tomógrafo 1, a utilização do AEC contribuiu para uma escolha rápida e eficiente da melhor corrente a se utilizar na otimização de protocolos de exame. No caso dos protocolos otimizados de 80, 100 e 120 kV

apresentaram o MSAD, medido com o filme radiocrômico, abaixo do valor do NRD que respectivamente foram:  $(8,016 \pm 0,383)$  mGy,  $(8,647 \pm 0,413)$  mGy e  $(8,527 \pm 0,406)$  mGy. O protocolo de 80 kV apresentou a menor dose e o protocolo de rotina do serviço obteve uma dose de 22,4% acima do valor sugerido para exame de cabeça adulto (50 mGy).

O método empregado na otimização do protocolo de serviço foi considerado eficaz, pois a dose do protocolo de rotina foi reduzida em 87,5% em comparação com o protocolo otimizado de 80kV. Esse protocolo obteve uma dose em  $CTDI_{vol}$  de  $(8,109 \pm 0,387)$  mGy e um ruído da imagem de 0,708%, considerável aceitável para imagem de diagnóstico.

A alta dose do protocolo de rotina se deve a escolha do baixo valor da fixação do índice de ruído, que conseqüentemente interfere no aumento na dose no paciente; assim analisando os protocolos otimizados a melhor relação ruído-dose para a escolha do protocolo a ser utilizado pelo serviço foi o de 80 kV, que obteve um ruído abaixo de 1% para todas as 5 regiões do perfil de dose analisados e a menor dose entre os outros protocolos otimizados.

A busca por protocolos com melhor relação dose-ruído tem no intuito suprir a carência dos programas de AEC, que por exemplo não reconhecem a utilização de protetores de bismutos, aumentando a dose nessas áreas, e também não conseguem adaptar a necessidade do exame.

Neste contexto para prova de teste da utilização dos protocolos otimizados com o uso de protetor de bismuto, foi realizado, em um objeto simulador de PMMA, medidas da dose nos órgãos de maior radiosensibilidade no exame de cabeça, que são: tireoide, cristalino esquerdo e direito. O protocolo de 80 kV teve a maior redução de dose com 49,4% na tireoide, 35,2% no cristalino esquerdo e 24,9% no cristalino direito, mas o ruído calculado na fatia central do protetor ocular de bismuto foi de 1,09%, sendo este valor acima da faixa do valor recomendado, tornando o protocolo inutilizável quando requerer a diminuição da dose nos cristalinos com o uso de protetor. Contudo na região central da imagem o ruído foi de 0,87%, nessa região o ruído é abaixo de 1%, que permite o uso deste protocolo caso o feixe de raios-x não atinja diretamente o protetor ocular de bismuto, para isso deve ser angulado o *gantry* ou colocado um travesseiro abaixo da cabeça do cliente.

Outra opção é o protocolo otimizado de 100 kV que obteve a redução da dose na tireoide, cristalino esquerdo e direito respectivamente de 15,1%, 32,1% e 26,46%, e o ruído na fatia central de 0,79% e na fatia do centro do protetor de 0,93%, que é abaixo do valor máximo estipulado de 1%; o protocolo de 100 kV possui o  $CTDI_{vol}$  de  $(8,760 \pm 0,418)$  mGy

que é próximo do valor do protocolo de 80 kV, e para a utilização do protetor ocular de bismuto é a melhor relação entre dose-ruído.

Para comparação entre as medidas com o protetor ocular de bismuto entre simuladores de materiais diferentes, os resultados com o simulador antropomórfico Alderson apresentou as doses, principalmente na tireoide, muito discrepantes do objeto simulador de PMMA, mas os resultados em relação ao ruído confirmaram com os resultados dos valores obtidos pelo material de PMMA que a melhor relação dose-ruído quando se o utiliza o protetor foi o protocolo otimizado de 100 kV.

O controle automático de exposição é uma ferramenta que facilita ao propor protocolos de otimização, pois determina a melhor corrente para aquisição da imagem. Neste contexto, os parâmetros dos protocolos otimizados no tomógrafo 2 foram baseados nos do tomógrafo 1 e adaptados às condições do equipamento.

Os resultados de dose do tomógrafo 2 apresentaram o MSAD para os protocolos otimizados abaixo do valor do NRD, com o protocolo de 100 kV com o menor valor de dose de  $(9,380 \pm 0,447)$  mGy e os utilizados pelo serviço obtiveram: protocolo 135 kV (P1) com dose 25% acima e o protocolo de 135 kV (P2) em 40,5% maior que o valor sugerido pela NRD.

O método utilizado na otimização do protocolo de serviço foi considerado eficaz, mesmo levando em consideração a diferença tecnológica entre os equipamentos, pois a dose em  $CTDI_{vol}$  foram reduzidas em 84,6% para o protocolo de 135 kV (P1) e 86,4% para o protocolo de 135 kV (P2) em relação ao protocolo otimizado de 100 kV, que apresentou uma dose em  $CTDI_{vol}$  de  $(9,772 \pm 0,466)$  mGy e um ruído da imagem de 0,84% que é considerado aceitável para imagem de diagnóstico.

Os protocolos de rotinas indicaram as doses acima do recomendável pelas agências, esses devem ser substituídos. Com a análise dos protocolos otimizados, a melhor relação ruído-dose para a escolha do protocolo a ser utilizado pelo serviço foi o de 100 kV, que tem um ruído abaixo de 1% para todas as 5 regiões analisadas do perfil de dose e a menor dose entre os outros protocolos otimizados.

Para os protocolos de rotinas e otimizados do tomógrafo 2 também foram utilizados na análise da dose na tireoide, cristalino esquerdo e direito, com e sem protetor ocular de bismuto. Os resultados indicaram a redução da dose, com protetor ocular de bismuto, na tireoide,

crystalino esquerdo e crystalino direito respectivamente para o protocolo otimizado de 100kV com 44,6%, 40,6% e 28,6%, para o protocolo otimizado 120 kV com 0,07%, 14,2% e 14,9%, e para os protocolos de rotinas: 135 kV (P1) 32,9%, 6,9% e 6,1%, e 135 kV(P2) com 17,36%, 30,3%, 27,8%. Visto que a utilização do protetor para os protocolos de rotinas não foram tão eficiente para o (P1), no entanto houve uma diminuição significativa da dose para o (P2).

O ruído na fatia central para o protocolo de 100 kV foi de 0,99% e na fatia central em relação ao protetor de bismuto foi maior que 1%, e o de 120 kV para ambas as regiões o ruído foi abaixo de 1%. Deste modo, o primeiro protocolo pode ser a melhor relação entre dose-ruído caso o feixe não incida diretamente no protetor de bismuto, e o de 120 kV seria a segunda opção quanto a utilização do protetor para feixes diretos.

As vantagens da utilização do filme radiocrômico na otimização de protocolos de serviços são: a redução do tempo de ocupação do equipamento para a aquisição dos dados dosimétricos comparado com a utilização da câmara de ionização; podem fornecer informações quando ao perfil de dose para análises posteriores e são de fácil manuseio.

E analisando a eficiência pela RSR para o protocolo de 120 kV, para comparação entre os dois equipamentos de TC, apresentou para o tomógrafo 1 de 15,05% e para o tomógrafo 2 com 11,33%, portanto tomógrafo 1 tem maior RSR que o tomógrafo 2, mas foi possível se basear nos protocolos realizados no tomógrafo 1 e adaptá-los às condições do tomógrafo 2 a fim de obter a melhor otimização dos protocolos.

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os protocolos otimizados para as varreduras de cabeça de paciente adulto no tomógrafo 1 obtiveram valores de dose mais baixos do que o sugerido pelo NRD para este tipo de exame. No entanto para o protocolo de rotina do serviço de radiologia diagnóstica apresentou uma dose de 22,4% acima do valor sugerido, tornando este protocolo não recomendável para aplicação. O protocolo com a tensão de 80 kV, foi o que teve o menor valor de  $CTDI_{vol}$  entre os otimizados, em comparação com o protocolo de rotina notou-se uma redução na dose em  $CTDI_{vol}$  de 87,5%.

Os valores dos ruídos obtidos da fatia central da imagem para os protocolos otimizados com as tensões de 80, 100 e 120 kV apresentaram abaixo de 1% que é viável para uma boa qualidade de imagem diagnóstica; sendo que a melhor relação ruído-dose foi a do protocolo de 80 kV.

O emprego do protetor ocular de bismuto no exame de cabeça indicou menores doses na tireoide e cristalino esquerdo/direito para os protocolos de rotina e os otimizados. Contudo quando este é utilizado com o protocolo de 80 kV a imagem possui o ruído, na região referente a fatia central do protetor, 0,09% maior do que o permitido para uma boa imagem diagnóstica, tornando o protocolo não indicado para a operação na rotina hospitalar exceto para casos em que o feixe não é direto ao protetor.

Para o tomógrafo 2 as doses em MSAD nos protocolos otimizados apresentaram abaixo do limite recomendado do NRD, mas o protocolo de rotina 135 kV (P1) obteve a dose 25% acima desse limite e o protocolo de 135 kV (P2) com 40,5% maior que o valor sugerido pela legislação brasileira. Com uma redução em  $CTDI_{vol}$  de 84,6% no protocolo de rotina 135 kV (P1) e 86,4% no protocolo de rotina 135 kV (P1) em relação ao protocolo de 100 kV, o qual obteve a menor dose.

Os protocolos otimizados de 80, 100 e 120 kV e os protocolos de rotinas 135 kV (P1) e 135 kV(P2) apresentaram ruídos abaixo de 1%, sendo que a melhor relação ruído-dose foi o protocolo otimizado de 100 kV.

As doses na tireoide, cristalino esquerdo e direito determinadas com o filme radiocrômico utilizando o protetor ocular de bismuto para os protocolos otimizados de 80, 100 e 120 kV e de rotinas 135 kV(P1) e 135 KV(P2) foram menores do que quando não usou

o mesmo. Sendo que a melhor relação ruído-dose com o protetor ocular de bismuto é o protocolo otimizado de 120 kV, pois apresenta o ruído em todas as regiões abaixo de 1%, mas na condição em que o feixe não é direto ao protetor indica-se o protocolo de 100 kV.

Para comparação entre as doses obtidas entre o objeto simulador de PMMA e simulador antropomórfico Alderson, foram realizadas medidas da dose na tireoide, cristalino esquerdo e cristalino direito com o filme radiocrômico com e sem o protetor ocular de bismuto no tomógrafo 1. As doses obtidas entre os dois objetos simuladores obtiveram valores bem diferentes. Considerando que o simulador antropomórfico possui um formato de cabeça ovalado e têm dimensões maiores do que o simulador de PMMA, então, a dose é maior nos órgãos devido a maior produção de radiação espalhada ao longo do material.

As imagens do objeto simulador Alderson obtiveram um ruído maior do que com o objeto simulador de PMMA, pois o material do simulador Alderson possui heterogeneidade, o que contribuí para maiores níveis de ruído. Contudo o protocolo de 80 kV sem o protetor de bismuto apresentou no limite de ruído de 1%, que no entanto confirma com o resultado do PMMA. Com o uso do protetor ocular de bismuto o ruído da fatia central da imagem está acima do aceitável, diferentemente do PMMA no qual o ruído foi menor que 1%. Então como o simulador Alderson possui maior similaridade com as propriedades de interação da radiação com o corpo humano a utilização de protetor de bismuto requer o protocolo otimizado de 100 kV.

## 6 REFERÊNCIAS

- AAPM. **The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT**. College Park: One Physics Ellipse, v. AAPM REPORT NO. 96, 2008.
- ALVES, V. G. L. **Avaliação dos Planejamentos de Tratamento de Radioterapia Usando Modelagem Computacional e Dosimetria Absoluta com Filmes Radiocrômicos**. Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE (Tese), 2014.
- ANDRADE, M. E. A. **Avaliação da qualidade de imagem e do índice volumétrico de Kerma Ar em tomografia computadorizada (CVOL) em Recife**. Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2008.
- ANVISA. Portaria nº 453 de 1 de Junho 1998. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Brasília, DF: Diário Oficial da União 02.06.1998.
- ARAÚJO, M. W. C. D. Dosimetria de pacientes pediátricos em exames de tomografia computadorizada de crânio. **Universidade Federal de Pernambuco**, 2015.
- ASHLAND. **Gafchromic™ XR film - State-of-the-art processor-less products for radiology applications**. USA: Global Headquarters, 2016.
- ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. [S.l.]: Wiley-VCH, 2004.
- BOIA, L. S. Preparing a voxel-simulator of Alderson Rando physical phantom. **International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2011**, Belo Horizonte, 2011.
- BOUCHARD, H. et al. On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry. **Med. Phys.**, v. 36, n. 6, p. 1931-1946, Junho 2009.
- BUSHBERG, J. T; Seibert J. A.; Leidholdt E. M. Jr.; Boone J. M. **The Essential Physics of Medical Imaging**. 2º. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
- CNEN. **Norma 3.01. Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**. Brasil: Ministério da Ciência e Tecnologia, 2014.

DALMAZO, J. et al. Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada: estudo de viabilidade em um hospital universitário. **Radiol Bras**, v. 43, n. 3, p. 241–248, 2010.

FISCHETTI, A. Exposed: medical imaging delivers big doses of radiation. **Scientific American**, 2011. Disponível em: <https://www.scientificamerican.com/article/graphic-science-radiation-exposure/>.

IAEA. **DOSIMETRY IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY: AN INTERNATIONAL CODE OF PRACTICE**. Vienna: [s.n.], v. TECHNICAL REPORTS SERIES No. 457, 2007. Disponível em: <http://www.iaea.org/books>.

ICRP. Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT). **International Commission on Radiation Protection**, v. III, n. Publication 102, p. 1-79, 2007.

ICRP PUBLICATION 103. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. [S.l.]. 2007.

ICRP. **Diagnostic reference levels in medical imaging: review and additional advice**. [S.l.]: [s.n.], 2011. Disponível em: [http://www.icrp.org/docs/DRL\\_for\\_web.pdf](http://www.icrp.org/docs/DRL_for_web.pdf). Acesso em: 15 Abril 2017.

INCA. **Estimativa 2016 Incidência de Câncer no Brasil**. Brasil: COORDENAÇÃO DE PREVENÇÃO E VIGILÂNCIA, 2015.

JORNADA, T. S.; SILVA, T. A. Quantificação das grandezas dosimétricas em exames de tomografia computadorizada pediátricos do abdome\*. **Radiol Bras.**, p. 288–291, 2014.

KENNETH, L.; BONTRAGER, J. L. **Tratado de Posicionamento Radiografico E Anatomia Associada**. 6ª. ed. Rio de Janeiro: Elsevier , 2005.

LIFENG YU, X. L. S. L. J. M. K. J. C. R.-G. M. Q. J. C. J. G. F. A. C. H. M. Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective. **Imaging Med**, p. 65–84, Oct 2009. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3271708/>.

LIMA, J. J. P. **Técnicas de Diagnóstico com Raios X: Aspectos Físicos e Biofísicos**. 2º. ed. Coimbra: Imprensa da Universidade de Coimbra, 2009.

MEDEIROS, J. **Qualidade de imagem versus dose em Tomografia Computorizada - Otimização dos protocolos de crânio**. (Dissertação). ed. Coimbra: Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, 2009.

MEDIXANT. RadiAnt DICOM Viewer, 2009-2017. Disponível em: <https://www.radiantviewer.com/dicom-viewer-manual/>.

MOURÃO, A. P. **Tomografia Computadorizada: tecnologias e aplicações**. 2°. ed. Rio de Janeiro: Senac, 2015.

NAGEL, H. D. **Radiation Exposure in Computed Tomography: Fundamentals, Influencing Parameters, Dose Assessment, Optimisation, Scanner Data, Terminology**. Frankfurt: COCIR, European Coordination Committee of the Radiological, Electromedical and Healthcare IT Industry, v. 2° ed., 2000.

NIST. NIST Standard Reference Database. **National Institute of Standards and Technology**, 1996. Disponível em: <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab4.html>. Acesso em: 06 jun. 2017.

OECD. Computed tomography (CT) exams (indicator), 2017. ISSN doi: 10.1787/3c994537. Disponível em: <https://data.oecd.org/healthcare/computed-tomography-ct-exams.htm>. Acesso em: 21 novembro 2017.

OLIVEIRA, B. B.; MOURÃO, A. P.; SILVA, T. A. D. Estimation of MSAD values in computed tomography scans using radiochromic films. **Radiol Bras**, v. 46, n. 2, p. 96–100, Mar/Apr 2013.

PATRÍCIO, A. P. D. S. M. **Medição dos Níveis de Referência de Diagnóstico em Tomografia Computorizada para exames do Abdómen**. Lisboa: Universidade Nova de Lisboa, 2010.

PEREIRA, J. V. **Avaliação da base metrologica para calibração dos sistemas dosimétricos em tomografia computadorizada**. Belo Horizonte: CNEN - Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (Dissertação), 2011.

RAMOS, M. M. O.; TAUHATA, L. **Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante**. Rio de Janeiro: [s.n.], 2002.

RAMPADO, O.; GARELLI, E.; ROPOLO, R. Computed tomography dose measurements with radiochromic films and a flatbed scanner. **Medical Physics**, v. 37, n. 1, p. 189-196, jan. 2010.

RASBAND, W. S. ImageJ. **U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA**, 1997-2016. Disponível em: <<https://imagej.nih.gov/ij/>>.

SANTOS, A. C. Otimização dos Protocolos de Tomografia Computadorizada em Pacientes Pediátricos. **Pleiade**, v. 10, n. 20, p. 94-101, Jul./Dec, 2016.

SGRILLO, R. GraphData 1.0, 2008. Disponível em: <<http://www.sgrillo.net>>.

SIEGEL, M. J.; SCHMIDT, B. Radiation Dose and Image Quality in Pediatric CT: Effect of Technical Factors and Phantom Size and Shape. **Radiology**, v. 23, n. 3, p. 515:522, 2004. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15358847/>>.

XIMENES FILHO, R. E. M. **Desenvolvimento de objeto simulador antropomórfico de cabeça com dolomita e metilmetacrilato para dosimetria em tomografia computadorizada**. São Cristóvão: Universidade Federal de Sergipe, 2016.

XINHUI DUAN, J. W. L. Y. S. L. C. H. M. CT scanner x-ray spectrum estimation from transmission measurements. **Medical Physics**, v. 38, n. 2, p. 993-997, Fevereiro 2011.