

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ**

**GUSTAVO EUGÊNIO DE CAMARGO**

**DESENVOLVIMENTO DE FANTOMA PARA TESTE DE CONTROLE  
DE QUALIDADE DA MODULAÇÃO DE CORRENTE EM  
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

**DISSERTAÇÃO**

**CURITIBA**

**2023**

**GUSTAVO EUGÊNIO DE CAMARGO**

**DESENVOLVIMENTO DE FANTOMA PARA TESTE DE CONTROLE  
DE QUALIDADE DA MODULAÇÃO DE CORRENTE EM  
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

**Development of a phantom for current modulation quality control  
test on computed tomography**

Trabalho de Dissertação apresentado como requisito para obtenção do título de Mestre em Física, do Programa de Pós Graduação em Física e Astronomia, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Orientadora: Prof. Dr. Anna Luiza Metidieri Cruz Malthez

**CURITIBA**

**2023**



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

Esta licença permite compartilhamento, remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, mesmo para fins comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es). Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.



---

GUSTAVO EUGENIO DE CAMARGO

**DESENVOLVIMENTO DE FANTOMA PARA TESTE DE CONTROLE DE QUALIDADE DA MODULAÇÃO DE CORRENTE EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

Trabalho de pesquisa de mestrado apresentado como requisito para obtenção do título de Mestre Em Física da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Área de concentração: Física .

Data de aprovação: 27 de Fevereiro de 2023

Dra. Anna Luiza Metidieri Cruz Maltez, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Dra. Danielle Filipov Pereira, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Dr. Marcelo Baptista De Freitas, Doutorado - Universidade Federal de São Paulo (Unifesp)

Documento gerado pelo Sistema Acadêmico da UTFPR a partir dos dados da Ata de Defesa em 27/02/2023.

## **AGRADECIMENTOS**

Certamente estas linhas não são suficientes para expressar minha gratidão, mesmo assim gostaria de deixar aqui registrado meu reconhecimento a todos os que de alguma forma me ajudaram nessa importante jornada de minha vida.

Ao meu Deus, Criador e a Jesus meu Salvador que me deram a vida, me ajudaram a permanecer no caminho e agora me permitiram a mais essa conquista.

A minha saudosa mãe, que teve sua jornada terrena interrompida no meio dessa minha jornada. Sou grato pelo amor, paciência, apoio, conselhos, ensinamentos e bons exemplos que levarei comigo até meu último suspiro de vida.

Ao meu pai, que durante toda minha vida se dedicou e deu o seu melhor para me dar o melhor possível. Sou profundamente grato pelo incentivo, encorajamento, pelo ensino e pelo amor.

A minha noiva que com paciência vivenciou essa fase comigo sempre me incentivando e me ajudando diariamente e que agora compartilha essa conquista.

A minha segunda família, Silas, Laudicéia, Guilherme e Leonardo, que também me ajudaram e me apoiaram em todo esse tempo.

A avós, tios e primos que me apoiaram e me forneceram momentos de alegria que me ajudaram a alcançar essa vitória.

A minha orientadora Prof. Dra. Anna Luiza Metidieri Cruz Malthez, pela paciência, sabedoria e apoio com que me ajudou nesse tempo. Sua experiência e conhecimento são referências que admiro e tenho como exemplo para levar na minha vida. Agradeço todo o tempo despendido nos dias de reunião e orientações.

A Jéssica Villa Real, que me acompanhou e me ajudou na realização dos testes no Complexo Hospital de Clínicas da UFPR.

Ao Adriano Legnani, que disponibilizou a realização dos testes no Hospital Pequeno Príncipe.

A Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR) e ao Programa de Pós-Graduação em Física e Astronomia (PPGFA), pela oportunidade e aprendizado.

Aos meus amigos que direta ou indiretamente me ajudaram nesse percurso.

Enfim, a todos os que por algum motivo contribuíram para a realização desta pesquisa.

## RESUMO

O sistema de modulação automática de corrente na tomografia computadorizada (TC) é uma função indispensável nos tomógrafos que tem a finalidade de reduzir a dose entregue ao paciente durante o exame. Um fantoma é necessário para realizar o teste de controle de qualidade da modulação da corrente, avaliando como o sistema do tomógrafo adapta a corrente do tubo de raios X em função do tamanho do objeto. As opções de fantasmas comerciais apresentam um baixo custo-benefício no cenário nacional, dado que a maioria dos fantasmas estão disponíveis somente com importação a elevados valores. Com base nas recomendações de controle de qualidade internacionais e normativas/ legislações nacionais, foi desenvolvido um fantoma com materiais disponíveis nacionalmente para o teste de modulação de corrente e elaborada uma metodologia para realização desse teste de controle de qualidade. O fantoma foi construído em material que mimetiza o tecido biológico quando exposto aos raios X, em forma cilíndrica e de fácil transporte, composto por três módulos e duas bases fixadoras. Para verificar a aplicabilidade deste fantoma, foram realizados testes de modulação automática de corrente em tomógrafos de diferentes fabricantes (Toshiba, Philips e General Electric). Os resultados mostraram que mediante uma mudança discreta (abrupta/repentina) no tamanho do fantoma, houve mudança correspondente na corrente do tubo de raios X, isto indica que os sistemas de TC poderiam adaptar a corrente mediante a uma mudança discreta de atenuação, todavia em alguns casos, os resultados ultrapassaram o valor de referência da legislação nacional de 20% na compensação da modulação automática de corrente para teste com fantoma de diferentes espessuras. Concluiu-se que o fantoma desenvolvido apresentado como uma opção nacional com custo acessível e de fácil utilização, pode ser utilizado em testes de controle de qualidade da modulação automática de corrente.

**Palavras-chave:** Modulação da corrente. Tomografia Computadorizada. Teste de controle de qualidade. Fantoma. Diagnóstico por imagem

## ABSTRACT

The automatic tube current modulation (ATCM) system in computed tomography (CT) is an essential function in CT scanners that is intended to reduce the dose delivered to the patient during the examination. A phantom is needed to perform quality control testing of the current modulation, evaluating how the CT scanner system adapts the x-ray tube current to the size of the object. Commercial phantom options have a low cost-benefit in the national scenario since most phantoms are available only with high-value imports. Based on international quality control recommendations and national standards/ legislation, a relatively low-cost phantom was developed using nationally available materials for the automatic current modulation test, and a methodology was developed to carry out this quality control test. The phantom was built with material that mimics biological tissue when exposed to X-rays, an in a cylindrical shape and easy to transport, and it is composed of three modules and two fixation bases. To verify the applicability of this phantom, automatic current modulation tests were performed in CT scanners from different manufacturers (Toshiba, Philips, and General Electric). The results showed that with a discrete change (abrupt/sudden) in the phantom size, there was a corresponding change in the X-ray tube current. This indicates that the CT systems could adapt the tube current using a discrete change in attenuation, but in some cases, the results exceeded the reference value of the national legislation of 20% in compensation of the automatic tube current modulation for testing with phantoms of different thicknesses. It was concluded that the developed phantom presented as a national option with affordable cost and ease to use can be used in quality control tests of automatic current modulation.

**Keywords:** Current modulation. Computed tomography. Quality assurance test. Phantom. Diagnostic Imaging

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Espectro eletromagnético com os tipos onda em função da frequência e comprimento de onda.....	18
Figura 2 – Representação da emissão de raios X característicos e elétron Auger ...	19
Figura 3 – Espectro de raios X de bremsstrahlung .....	19
Figura 4 – Esquema de um tubo de raios X .....	20
Figura 5 – Representação do efeito fotoelétrico.....	23
Figura 6 – Representação do espalhamento Rayleigh.....	24
Figura 7 – Representação do efeito Compton.....	25
Figura 8 – Probabilidade de processos para fótons de raios X para água .....	26
Figura 9 – Fantoma de CTDI.....	29
Figura 10 – Esquema dos equipamentos de um sistema de tomografia computadorizada .....	33
Figura 11 – Esquema de varredura (A) axial e (B) Helicoidal.....	34
Figura 12 – Esquema de uma matriz de pixels .....	37
Figura 13 – Relação entre a escala de nº CT com tons de cinza.....	38
Figura 14 – Aquisição de exame de TC de um fantoma antropomórfico.....	38
Figura 15 – 2 ROIs ( <i>region of interest</i> ) selecionadas no software ImageJ .....	39
Figura 16 – Imagens de um teste de CQ com um fantoma. A imagem a apresenta ruído de 4,4 enquanto b, um ruído de 22,3 .....	42
Figura 17 – Imagem de um teste de modulação de corrente para um fantoma com redução contínua da espessura. ....	46
Figura 18 – Imagem de um teste de modulação de corrente para um fantoma com redução discreta da espessura. ....	46
Figura 19 – Ilustração do modelo <i>CT ACR 464 Phantom</i> da <i>Sun Nuclear Corporation</i> .....	52
Figura 20– Esquema do fantoma recomendado em teste de modulação da corrente .....	53
Figura 21 – Modelo de fantoma (Mercury) para análise da modulação da corrente .	54
Figura 22 – Ilustração do modelo de fantoma da <i>Phantom Laboratory</i> para modulação da corrente.....	54
Figura 23 – Modelo de fantoma “bolo de casamento” elíptico em polietileno.....	55
Figura 24 – Modelo de fantoma “bolo de casamento” cilíndrico.....	56
Figura 25 - Coeficiente de atenuação linear mássico de tecido mole, polietileno e água. ....	58
Figura 26 – Projeto do fantoma desenvolvido .....	59
Figura 27 – Tomógrafo Philips MX 16 .....	61
Figura 28 – Tomógrafo AquilionTSX 101A/3.....	61
Figura 29 – Tomógrafo General Electric Revolution .....	62
Figura 30 – Topograma ( <i>scout</i> ) e parâmetros .....	63
Figura 31 – Fantoma antropomórfico Alderson Randon ART 300.....	64

Figura 32 – Software Image J .....	65
Figura 33 – Fantoma montado .....	66
Figura 34 – Fantoma desmontado .....	66
Figura 35 – Orifícios e pinos do fantoma.....	67
Figura 36– Gráfico da corrente no tubo e ruído em função da posição. Resultado do teste de modulação da corrente com o fantoma desenvolvido no tomógrafo TOSHIBA.....	68
Figura 37– Gráfico da corrente no tubo e ruído em função da posição. Resultado do teste de modulação da corrente com o fantoma desenvolvido no tomógrafo TOSHIBA.....	68
Figura 38 - Gráfico da corrente em função da posição. Resultados do teste de filtro de reconstrução de imagem no tomógrafo TOSHIBA .....	71
Figura 39 - Gráfico do ruído em função da posição. Resultados do teste de filtro de reconstrução de imagem no tomógrafo TOSHIBA .....	72
Figura 40 - Gráfico do ruído em função da posição. Resultados do teste de tempo de rotação no tomógrafo TOSHIBA.....	73
Figura 41 - Gráfico do ruído em função da posição. Resultados do teste de ruído no tomógrafo TOSHIBA .....	74
Figura 42 - Fantoma Antropomórfico.....	75
Figura 43 - Gráfico da corrente em função da posição. Resultado do teste de modulação da corrente com o simulador antropomórfico no tomógrafo TOSHIBA...	76
Figura 44 – Gráfico da corrente no tubo e ruído em função da posição. Resultado do teste de modulação da corrente com o fantoma desenvolvido no tomógrafo Philips	76
Figura 45 – Gráfico da corrente no tubo e ruído em função da posição. Resultado do teste de modulação da corrente com o fantoma desenvolvido no tomógrafo GE .....	78
Figura 46 – Ruído em função da posição, resultantes dos testes de modulação da corrente dos 3 tomógrafos.....	80
Figura 47 – Corrente em função da posição, resultantes dos testes de modulação da corrente dos 3 tomógrafos.....	82
Figura 48 – Gráfico do produto corrente-tempo de exposição em função da posição .....	82



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valor de referência para o teste de modulação da corrente.....	50
Tabela 2 – Dados de água, PMMA e Polietileno .....	57
Tabela 3 – Parâmetros de aquisição de Imagem anterior ao teste .....	62
Tabela 4 – Resultados de corrente e ruído médio por região do fantoma.....	69
Tabela 5 – Resultados de redução proporcional de corrente e tamanho entre regiões do fantoma .....	70
Tabela 6 – Especificação de filtros utilizados e ruído obtidos por teste .....	71
Tabela 7 – Comparação entre os testes F14 e F15 da corrente e ruído médios em cada região do fantoma.....	73
Tabela 8 – Resultados de corrente e ruído médio por região do fantoma.....	76
Tabela 9 – Resultados de redução proporcional de corrente e tamanho entre regiões do fantoma .....	78
Tabela 10 – Resultados de corrente e ruído médio por região do fantoma.....	78
Tabela 11 – Resultados de redução proporcional de corrente e tamanho entre regiões do fantoma.....	79
Tabela 12 – Resultados de corrente e ruído médio por região do fantoma.....	80
Tabela 13 – Resultados de corrente e ruído médio por região do fantoma.....	81

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÔNIMOS

### LISTA DE ABREVIATURAS

2D	2 Dimensões
3D	3 Dimensões
CAE	Controle automático de exposição
CQ	Controle de qualidade
ED	Elementos detectores
LD	Limiar de Dose
MC	Modulação de Corrente
TC	Tomografia Computadorizada
PEAD	Polietileno de alta densidade
PMMA	Polimetilmetacrilato

### LISTA DE SIGLAS

AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
AEC	Controle automático de exposição, do inglês <i>Automatic exposure control</i>
ATCM	Modulação automática da corrente no tubo, do inglês <i>Automatic tube current modulation</i>
CHC-UFPR	Complexo Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná
CTDI	Índice de Dose em Tomografia Computadorizada, do inglês <i>Computed Tomography Dose Index</i>
DLP	Produto dose comprimento, do inglês <i>Dose Length Product</i>
DNA	Ácido desoxirribonucleico, do inglês <i>Deoxyribonucleic acid</i>
DRL	Níveis de referência diagnósticos, do inglês <i>Diagnostic Reference Value</i>
GE	<i>General Electric</i>
HU	Unidades Hounsfield, do inglês <i>Hounsfield Units</i>
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
IN	Instrução Normativa
RDC	Resolução da Diretoria Colegiada

RM-SDE	Radiodiagnóstico Médico – Segurança e Desempenho de Equipamentos
SEFM	<i>Sociedad Española de Física Médica</i>
SEPR	<i>Sociedad Española de Protección Radiológica</i>
SPR	Projeção de radiografia escaneada, do inglês <i>Scanned Projection Radiography</i>

### LISTA DE ACRÔNIMOS

ALARA	Tão baixo quanto razoavelmente exequível, do inglês <i>As Low As Reasonably Achieved</i>
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
FOV	Campo de visão, do inglês <i>Field of view</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
Pixels	Elementos de imagem, do inglês <i>Picture elements</i>
ROI	Região de interesse do inglês, <i>Region of interest</i>
SERAM	<i>Sociedad Española de Radiología Médica</i>
UDIM	Unidade de Diagnóstico por Imagem
Voxels	Elementos de volume, do inglês <i>Volume elements</i>

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>13</b>
1.1	OBJETIVOS	16
1.1.1	Objetivo geral	16
1.1.2	Objetivos específicos	16
<b>2</b>	<b>INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA</b>	<b>17</b>
2.1	RADIAÇÃO	17
2.2	PRODUÇÃO DE RAIOS X	18
2.3	INTERAÇÕES DE FÓTONS COM A MATÉRIA	21
2.3.1	Atenuação de Fótons	21
2.3.2	Efeito fotoelétrico	23
2.3.3	Espalhamento Rayleigh ou coerente	24
2.3.4	Espalhamento Compton ou incoerente	24
2.3.6	Coeficiente de atenuação	25
<b>3</b>	<b>PROTEÇÃO RADIOLÓGICA</b>	<b>27</b>
3.1	GRANDEZAS E UNIDADES	27
3.2	FUNDAMENTOS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA	30
<b>4</b>	<b>TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA</b>	<b>32</b>
4.1	COMPONENTES BÁSICOS DE UM TOMÓGRAFO	32
4.2	FUNCIONAMENTO	34
4.3	FORMAÇÃO DA IMAGEM	36
4.4	DOSE EM CT	40
<b>5</b>	<b>MODULAÇÃO DE CORRENTE</b>	<b>41</b>
5.1	FUNCIONAMENTO	41
5.2	TRABALHOS EM MODULAÇÃO DE CORRENTE	42
<b>6</b>	<b>NORMAS E LEGISLAÇÕES SOBRE CONTROLE DE QUALIDADE DA MODULAÇÃO DE CORRENTE EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA</b>	<b>44</b>
<b>7</b>	<b>FANTOMAS PARA CONTROLE DE QUALIDADE EM TOMOGRAFIA</b>	<b>52</b>
<b>8</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>57</b>
8.1	CONSTRUÇÃO DO FANTOMA	57
8.2	REALIZAÇÃO DOS TESTES	60
<b>9</b>	<b>RESULTADOS E ANÁLISES</b>	<b>66</b>
9.1	FANTOMA	66
9.2	TESTES	67
9.2.1	Toshiba Aquilion TSX-101A/3 – Teste Principal	67
9.2.2	Toshiba Aquilion TSX-101A/3 – Teste de Filtro de Reconstrução	70
9.2.3	Toshiba Aquilion TSX-101A/3 – teste de tempo de rotação	72
9.2.4	Toshiba Aquilion TSX-101A/3 – Teste com Fantoma Antropomórfico	74
9.2.5	Philips MX 16	76

9.2.6	General Eletrics Revolution EVO .....	78
9.3	DISCUSSÃO GERAL.....	79
9.4	PROPOSTA DE METODOLOGIA PARA TESTE DE CQ DA MODULAÇÃO DA CORRENTE.....	83
<b>10</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>85</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>87</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada (TC) é uma tecnologia vastamente utilizada na medicina atual em tratamentos radioterápicos e exames de diagnóstico por imagem (UNSCEAR, 2022). O princípio de funcionamento da TC se resume em produção de raios X no tubo de um tomógrafo que ao incidirem sobre um paciente, são atenuados, detectados e convertidos em elementos de figuras que formam uma imagem. Nos exames de TC em radiodiagnóstico por imagem fótons de raios X são detectados por elementos detectores (ED), que contrapostos ao tubo de raio X, rotacionam e fazem o mapeamento dos dados com base na atenuação realizada e envia os dados para um processador que faz a transformação dos dados em imagens (SEERAM, 2015).

O tubo de raios X e os ED são posicionados opostamente e se movem no interior de uma câmara circular no tomógrafo. O paciente é posicionado entre o tubo e os ED que ao rotacionarem dentro da câmara possibilita a produção de perfis de várias “vistas” do paciente. Os vários perfis de transmissão são utilizados para reconstruir a imagem (SEERAM,2015)

A qualidade da imagem produzida no tomógrafo é dependente da dose, quanto maior a dose no paciente, melhor é a qualidade da imagem (menor ruído). Deste modo é necessário otimizar a relação qualidade de imagem-dose a fim de proporcionar uma imagem diagnóstica aceitável para o fim desejado e que resulte em uma dose otimizada entregue ao paciente (ICRP, 2017)

A dose absorvida é a energia média depositada pela radiação em um volume com determinada massa, à luz disto, é possível concluir que o corpo de uma criança recebe uma dose média maior do que de um adulto se submetido a um exame de TC com os mesmos parâmetros de exposição. Para que a dose seja menor, é possível alterar alguns parâmetros do tomógrafo como a tensão no tubo que diminui a energia depositada na exposição aos raios X, todavia, isso pode ocasionar uma perda na qualidade na imagem. Um dos meios para evitar uma dose excessiva e a perda da qualidade de imagem, é uma função do tomógrafo chamada de modulação de corrente.

A corrente elétrica fornecida para o tubo de raios X para a produção dos fótons influencia a intensidade ou a quantidade de fótons de raios X produzida. Ao reduzir a corrente fornecida, a quantidade de fótons produzida também diminui, o que resulta

em um menor fluxo de fótons pelo paciente e conseqüentemente uma dose menor (SEERAM, 2015).

A modulação da corrente é uma função de controle automático dos tomógrafos que ajusta a corrente fornecida nos tubos de raios X, conforme o tamanho/atenuação do paciente (SEERAM, 2015). Essa função é baseada no equilíbrio entre o produto corrente e tempo de exposição (popularmente denominado, mAs) no tubo de raios X e pode reduzir a dose no paciente em 30% a 40% por ciclo (ICRP, 2017). Desta forma, evita-se a perda da qualidade da imagem e a dose excessiva no paciente.

Em função da especialidade do diagnóstico ou tratamento, o programa de controle de qualidade (CQ) dos equipamentos em diagnóstico por imagem é fundamental, principalmente nos equipamentos que contribuem para a exposição dos seres vivos as radiações ionizantes, como é o caso da TC. O CQ é realizado por um físico médico, que geralmente faz o uso de ferramentas, tais como fantasmas (simuladores), e avaliam a qualidade do serviço analisando os resultados com base nos critérios de desempenho do equipamento contidos na legislação nacional (IN 93 - ANVISA). Os testes também são realizados para estudos que visam obter uma otimização e compreensão melhor do processo.

Embora a utilização de fantasmas seja imprescindível para os testes, os valores dos fantasmas comerciais são altos. O Mercury 4.0 da Sun Nuclear Corporation utilizado para modulação da corrente e custa mais de R\$ 100.000,00 para importação (cotação fornecida pela representante da *Sun Nuclear Corporation* no Brasil). Tendo em vista o custo elevado dos fantasmas comerciais, há estudos que procuram replicar os resultados com fantasmas autorais como é visto no trabalho de Sookpeng *et. al.* (2013).

A Resolução da Diretoria Colegiada (RDC) número 611 de 9 de março de 2022 (RDC 611) estabelece os requisitos sanitários para o diagnóstico por imagem, incluindo o programa de garantia de qualidade com o CQ para diversas modalidades, dentre elas a TC (ANVISA, 2022). Na instrução Normativa nº 93 de 27 de maio de 2021 (IN 93) são dados os valores de tolerância e níveis de restrição para o teste de CQ para modulação da corrente, todavia não há um protocolo ou metodologia detalhada, até o presente momento na legislação brasileira ou documento oficial nacional, que descreva como os testes de CQ devem ser realizados ou analisados.

Algumas das organizações internacionais que regulamentam metodologias e definem os critérios necessários para a aceitação de operação do equipamento mediante um teste de qualidade são a *International Atomic Energy Agency* (IAEA) (IAEA, 2021), *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) (AAPM, 2019), *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) (ICRP, 2017) e a *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) (ICRU, 2012). Dentre os documentos dedicado ao CQ, tem-se o *Task group 220 report* (AAPM, 2014), o *Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnostico en America Latina y el Caribe* (IAEA, 2021), a *ICRP Publication 87: Managing Patient Dose in Computed Tomography* (ICRP 87, 2000) e o *Radiation Dose and Image-Quality Assessment in Computed Tomography: Report 87* (ICRU, 2012) que abordam, de forma sucinta, recomendações sobre a metodologia. Destes, somente a AAPM cita um exemplo de fantoma comercial, o *Mercury 4.0 phantom* da *Sun Nuclear Corporation*. Vale ressaltar que somente o *Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnostico en America Latina y el Caribe* (IAEA, 2021) (o qual o Brasil se inclui), cita, ainda que em um panorama geral para sistemas de raios X, um valor de referência e nível de restrição para sistemas com função de controle automático de exposição (CAE) (o que envolve a modulação da corrente) sem citar a metodologia de execução ou análise quantitativa dos resultados.

A luz do exposto, resolveu-se desenvolver um fantoma para o teste de modulação de corrente com base nas recomendações internacionais com custo-benefício atrativo e que possibilite avaliar a modulação de corrente com base nos critérios nacionais e internacionais. Além disso foi apresentada uma metodologia de realização do teste de modulação de corrente com base nas referências internacionais e diferentes protocolos de controle de qualidade como recomendado no *Task Group 220 report* (AAPM, 2014) e no *Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnostico en America Latina y el Caribe* (IAEA, 2021).

Esta dissertação está dividida em 10 capítulos. Neste capítulo foi descrito uma breve introdução sobre o exame de tomografia computadorizada e o CQ relacionado, percorrendo sobre o panorama nacional e internacional de documentos que regulam os testes e fantasmas de CQ em TC corroborando o desenvolvimento deste trabalho. O capítulo 2 aborda os fundamentos teóricos envolvidos no desenvolvimento desse trabalho, específicos em física das radiações, abordando a produção de raios X e os múltiplos processos de interação radiação-matéria. O capítulo 3 é dedicado à proteção



radiológica, discorrendo sobre as grandezas utilizadas na área, efeitos biológicos e os fundamentos de proteção radiológica. O capítulo 4 aborda o funcionamento da tomografia computadorizada citando a relação de dose e qualidade de imagem e ainda o controle de qualidade. No capítulo 5 é discorrido sobre a função da modulação da corrente, seu funcionamento e trabalhos na área. As normas e legislação nacionais e internacionais sobre CQ em modulação de corrente são tratadas no capítulo 6. No capítulo 7 são descritos os fantasmas utilizados no CQ em TC. O capítulo 8 contém os materiais e métodos utilizados no desenvolvimento deste trabalho. No capítulo 9 são apresentados os resultados e análises deste trabalho e por fim, no capítulo 10 são apresentadas as considerações finais.

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo geral

O objetivo geral deste trabalho foi desenvolver um fantoma acessível nacionalmente para o teste de CQ da modulação da corrente em TC bem como trazer uma sugestão de metodologia para a realização do teste.

### 1.1.2 Objetivos específicos

- Desenvolver um fantoma com custo-benefício atrativo que atenda aos requisitos para o teste de modulação da corrente com base nas recomendações internacionais;
- Realizar o teste de CQ da modulação da corrente em 3 tomógrafos de diferentes fabricantes comparando os resultados;
- Analisar os resultados com base nos valores de referência contidos na legislação nacional e recomendações internacionais para cada tomógrafo;
- Desenvolver e aplicar uma metodologia com base nas referências internacionais para o teste de controle de qualidade de modulação de corrente;
- Avaliar a utilização do fantoma desenvolvido para o teste de CQ da modulação da corrente.

## 2 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

### 2.1 RADIAÇÃO

A radiação é uma forma de energia que pode ser onda e/ou partícula e se propagar em qualquer meio. As ondas de rádio, os raios ultravioletas, os raios X e as micro-ondas são exemplos de ondas eletromagnéticas, sendo o que as diferenciam as energias associadas a cada tipo (Figura 1). O espectro eletromagnético permite a visualização das energias de cada tipo de onda eletromagnética que é inversamente proporcional ao comprimento de onda e diretamente proporcional a frequência (Figura 1). A radiação eletromagnética é formada a partir de oscilações dos campos magnético e elétrico em um arranjo perpendicular enquanto a radiação em sua forma de partículas inclui os elétrons, pósitron, prótons entre outras (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2018).

A forma de partículas de luz é denominada de fóton ou quantum de energia. O conceito de fótons é indispensável ao falar de radiação, principalmente ao tratarmos de radiação de alta energia como raios X.

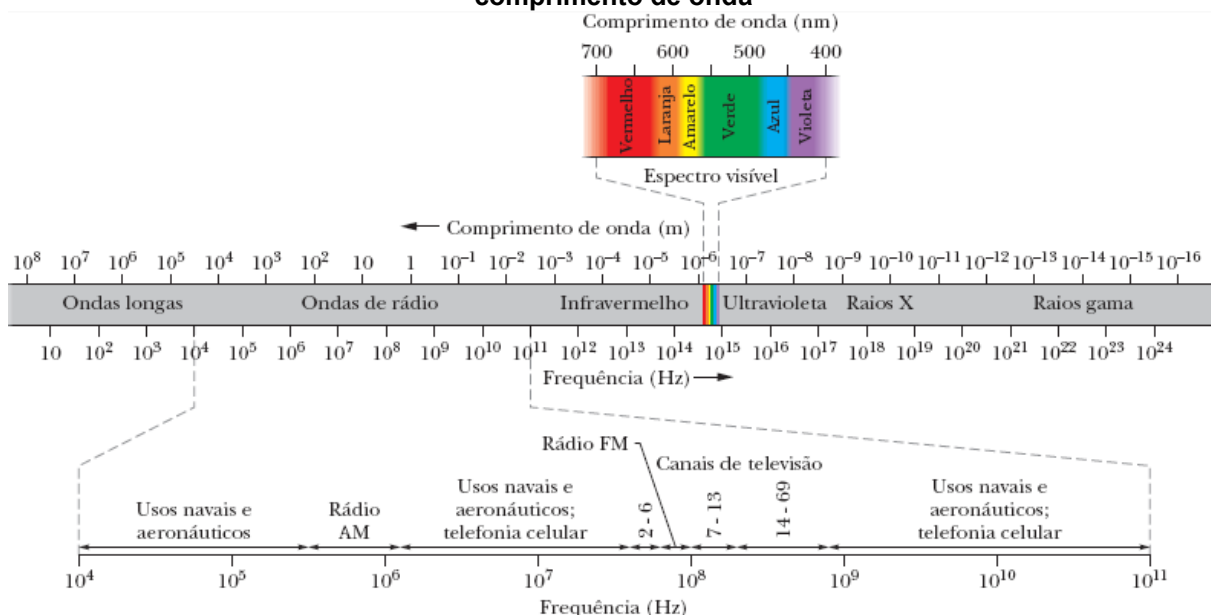
Os fótons possuem uma energia associada que é proporcional a frequência da onda de origem daquele fóton. Essa proporcionalidade é dada na seguinte equação

$$E_f = h \cdot \nu \quad (1)$$

na qual  $E_f$  representa a energia do fóton,  $h$  a constante de Planck e  $\nu$  a frequência (JOHNS, CUNNINGHAM, 1983).

Outra classificação importante ao se tratar de radiação é se ela é ionizante ou não. A radiação não ionizante é incapaz de ionizar a matéria, enquanto a radiação ionizante pode ionizar a matéria, diretamente ou indiretamente. A radiação diretamente ionizante é caracterizada por partículas que depositam sua energia na matéria ionizando-a por meio de reações eletrostáticas nos orbitais dos elétrons. A radiação indiretamente ionizante são partículas sem carga elétrica que podem produzir partículas diretamente ionizantes no meio a partir de sua interação com a matéria (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). A radiação eletromagnética com frequência maior que a frequência na região do espectro ultravioleta (próxima a ela) é dita ionizante e menor que ela, não ionizante.

**Figura 1 – Espectro eletromagnético com os tipos onda em função da frequência e comprimento de onda**

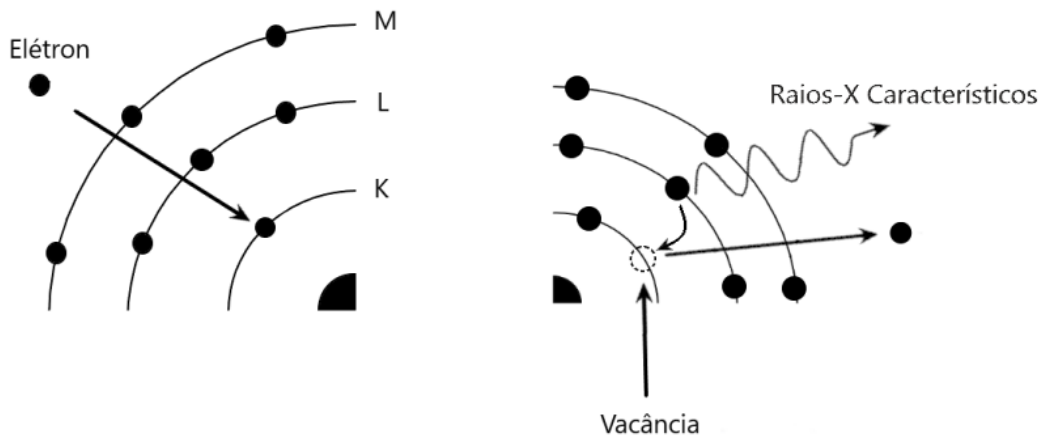


Fonte: HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2018

## 2.2 PRODUÇÃO DE RAIOS X

A produção de raios X pode se dar através de dois processos denominados radiação de freamento (Bremstrahlung) ou raios X característicos. No processo de produção de raios X de freamento, o elétron, ao percorrer um material pode interagir com os núcleos dos átomos desse material e perder uma fração de sua energia cinética, sendo desacelerados. Essa energia cinética “perdida” é convertida em fótons de raios X. Nesse processo, tem-se um espectro contínuo de energia de raios X. Na emissão de raios X característicos, os elétrons interagem com os elétrons do átomo, que por sua vez ao absorverem a energia de partículas carregadas ejetam do átomo deixando um espaço vazio ou vacância. Esta vacância pode ser preenchida por elétrons das camadas mais externas, levando conseqüentemente a emissão de raios X com a energia dada pela diferença entre a energia de ligação do elétron em cada camada. Uma representação desse fenômeno é apresentada na Figura 2.

**Figura 2 – Representação da emissão de raios X característicos e elétron Auger**

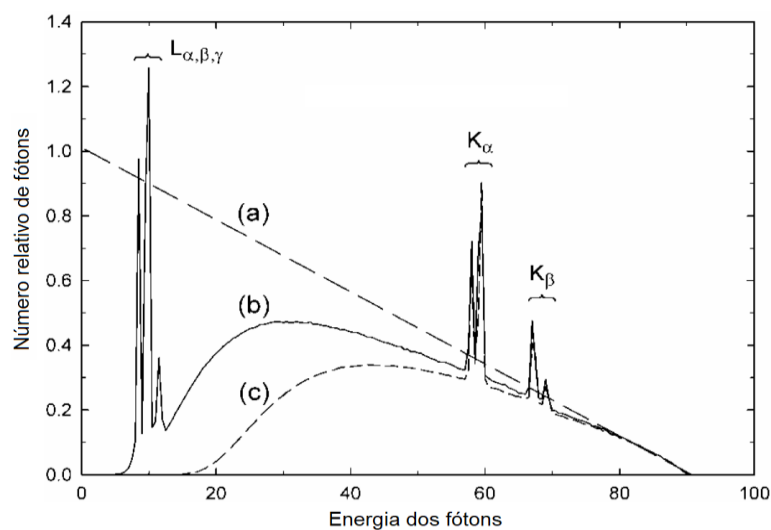


Fonte: Autoral

Uma nomenclatura específica é utilizada para diferenciar radiações originadas em processos de produção de raios X característicos. A camada de destino e de origem definem o nome dos raios X característicos,  $K_{\alpha}$  e  $K_{\beta}$  levam o nome dos raios X característicos no processo de transição do elétron da camada L para K e M para K respectivamente (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Um espectro de raios X produzidos é apresentado na Figura 3. A reta (a) representa um espectro ideal de bremsstrahlung em um ânodo de Tungstênio em uma tensão de 90kVp. A curva (b) representa o espectro de radiação com os raios X característicos. Por último a curva (c) representa o espectro filtrado com uma espessura de equivalente de alumínio de 2,5mm (DANCE *et al.*, 2014).

**Figura 3 – Espectro de raios X de bremsstrahlung**



Fonte: DANCE *et al.*, 2014

É possível observar na Figura 3 que há transição dos elétrons da camada L e M para a K em 60 keV e 68 keV e da camada M, N e O para a camada L em aproximadamente 10 keV, com base na nomenclatura já citada.

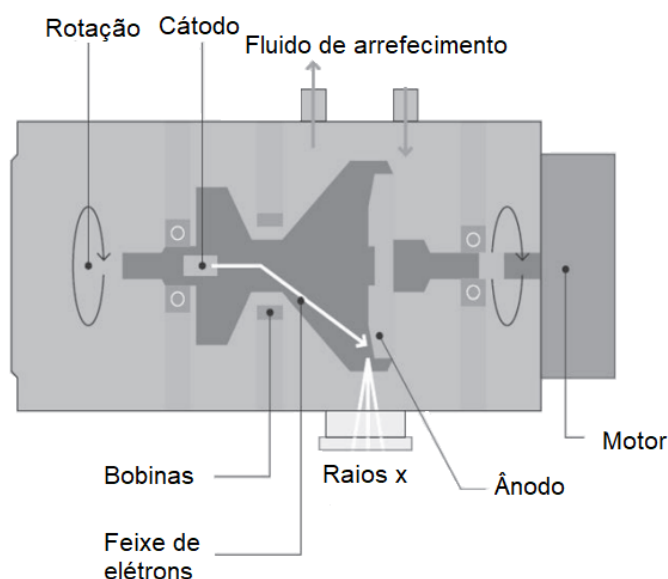
No caso de produção de raios X de freamento, os elétrons incidentes desviados de sua trajetória original têm parte de sua energia liberada em um fóton de raios X, o qual pode assumir energias desde alguns keV até a ordem de MeV, dependendo da energia do elétron incidente, sendo sua energia máxima dada por:

$$E_{max} = e.V = h\nu \quad (2)$$

na qual  $E_{max}$  é a energia cinética do elétron incidente,  $e$  a carga elementar (elétron),  $V$  a diferença de potencial em um tubo de raios X,  $h$  a constante de Planck e  $\nu$  a frequência (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Os raios X são gerados em tubos como ilustrado na Figura 4. O cátodo, que é composto por um filamento com alto ponto de fusão, é aquecido e emite elétrons (emissão termiônica) que sob influência de uma diferença de potencial gerada no interior do tubo, são acelerados e atingem o ânodo (também chamado de alvo). O ânodo, ao ser atingido pelos elétrons, gera os raios X característicos e de freamento (*bremstrahlung*). A energia máxima do fóton depende da diferença de potencial gerada no tubo. (SEERAM, 2015).

**Figura 4 – Esquema de um tubo de raios X**



**Fonte: SEERAM, 2015**

O aquecimento do ânodo nesse processo é um dos fatores limitantes para a produção de raios X, por isso são geralmente utilizados materiais com o ponto de fusão muito alto, como o tungstênio e molibdênio com ponto de fusão de 3700 K e 2896 K respectivamente. Nesse processo, tanto o circuito do filamento do cátodo como a diferença de potencial são controladas. As tensões no tubo para exames de diagnóstico por imagem variam de 40 a 150 kVp (quilovolts pico) (DANCE *et al.*, 2014).

A geração de raios X no tubo pode ser controlada no processo, justamente para que a radiação emitida seja a desejada. Os parâmetros alteráveis ligados à geração de raios X são a tensão e a corrente que determinam a qualidade e intensidade do feixe (SEERAM, 2015). Os efeitos da alteração de alguns parâmetros serão detalhados ao decorrer desta dissertação.

## 2.3 INTERAÇÕES DE FÓTONS COM A MATÉRIA

Quando um feixe de fótons incide em um material, pode haver interações resultando em espalhamentos ou absorção de fótons pelo material. Vale destacar que também há a probabilidade de não interação. Os processos de interação e não interação dos fótons com a matéria dependem da energia do feixe de fótons incidentes bem como do material no qual o feixe está incidindo (JOHNS; CUNNINGHAM; 1983).

### 2.3.1 Atenuação de Fótons

A atenuação representa a redução do número inicial de fótons e depende do número de fótons incidentes, da sua energia, e das propriedades do material (atenuador), como sua espessura e massa específica. A equação que descreve essa relação é dada por:

$$N = N_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (3)$$

onde  $N$  representa a quantidade de fótons depois da passagem pelo atenuador,  $N_0$  o número de fótons incidentes,  $\mu$  o coeficiente de atenuação linear e  $x$  a espessura do material atenuador (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

De modo similar a equação anterior, pode-se descrever a relação da intensidade do feixe de fótons antes e depois da atenuação, dada por:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (4)$$

na qual  $I_0$  representa a intensidade inicial do feixe e  $I$  a intensidade do feixe após a atenuação.

É possível observar nas equações 3 e 4 que o número de fótons e a intensidade dos fótons decresce exponencialmente conforme o aumento da espessura do material no qual o feixe incide (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

O coeficiente de atenuação ( $\mu$ ) é uma constante de proporcionalidade específica de cada material relacionada a fração de fótons atenuados por unidade de espessura do material que o feixe atravessa ou a probabilidade de interação dos fótons de energia específica com um material. A equação que apresenta a relação do coeficiente de atenuação com o material é dada por:

$$\mu = N_a \cdot \sigma = \frac{1000 \cdot N_A \cdot \rho}{A_r} \cdot \sigma \quad (5)$$

na qual  $N_a$  representa o número de átomos por unidade de volume e  $\sigma$  a seção de choque por átomo.  $N_a$  pode ser obtido pelo produto da constante de Avogadro ( $N_A$ ), massa atômica  $A_r$  e a massa específica ( $\rho$ ). Trabalhando com o sistema internacional de medidas em cada uma das variáveis, tem-se o coeficiente de atenuação linear dado em  $m^{-1}$  (DANCE *et al.*, 2014).

Ainda há variações do coeficiente de atenuação que são comumente usados como o coeficiente de atenuação mássico que leva em consideração a massa específica do material. Este é obtido pela razão do coeficiente de atenuação linear e da massa específica com sua unidade de medida no sistema internacional dada em  $m^2 \cdot kg^{-1}$  (ALPEN; 1998).

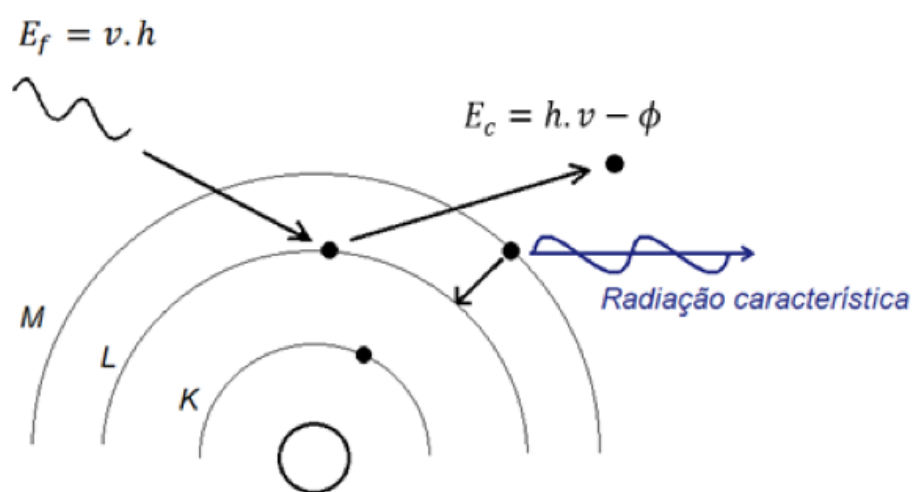
Ao emitir fótons na direção de um material atenuador, como já citado, há uma probabilidade de interação. Ao se tratar de atenuação de fótons há outro conceito importante a ser levado em consideração, a seção de choque ( $\sigma$ ). A seção de choque é a medida da probabilidade do fóton interagir com um material (ALPEN; 1998).

No caso de interação de fótons com a matéria, as interações relevantes na faixa de energia empregada em diagnóstico por imagem são efeito fotoelétrico, espalhamento Compton e espalhamento Rayleigh, cada um com uma probabilidade ou seção de choque dependente da energia dos fótons e do material do meio incidente ou atenuador.

### 2.3.2 Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é um processo no qual o fóton interage com o átomo, deixando-o em um estado excitado. Se a energia do fóton incidente for maior do que a energia de ligação do elétron na camada, a energia excedente é transferida para um elétron que é ejetado do átomo na forma de energia cinética. A Figura 5 contém uma representação do efeito fotoelétrico (DANCE *et. al*, 2014).

**Figura 5 – Representação do efeito fotoelétrico**



Fonte: Autoral

O elétron ejetado nesse processo é chamado de fotoelétron e sua energia cinética é dada por:

$$E_c = h \cdot \nu - \phi \quad (6)$$

na qual  $\phi$  representa a energia de ligação do elétron em sua camada,  $h$  a constante de Planck,  $\nu$  a frequência e  $E_c$  a energia cinética do fotoelétron (DANCE *et. al*, 2014).

Ao analisar a equação 6 conclui-se que o efeito fotoelétrico só ocorre se a energia do fóton incidente for maior que a energia de ligação do fotoelétron. Nesse caso, a diferença das energias do fóton e da energia de ligação do fotoelétron resultará na energia cinética deste. Por conservação de energia após a ejeção do elétron, há uma energia de recuo do átomo, mas geralmente é tão pequena que pode ser desprezada (DANCE *et. al*, 2014).

O cálculo da probabilidade de interação do fóton é complexo, se faz necessário as ferramentas da mecânica quântica, pois envolve a função de onda e as



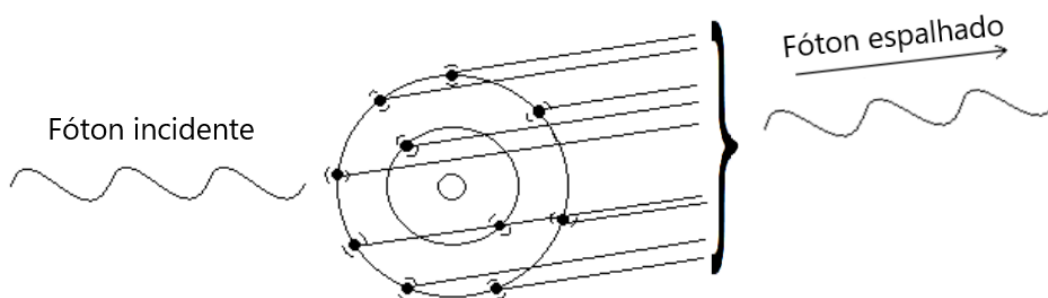
nuvens eletrônicas do átomo (DANCE *et. al*, 2014), todavia, sabe-se que quanto maior o número atômico do alvo maior a probabilidade de interação por elétron ou por grama (JOHNS; CUNNINGHAM; 1983).

### 2.3.3 Espalhamento Rayleigh ou coerente

No efeito fotoelétrico a maior parte da energia do fóton é convertida em energia cinética do fotoelétron, já no espalhamento Rayleigh não há energia cinética resultante, toda energia incidente é convertida em espalhamento (JOHNS; CUNNINGHAM; 1983).

O espalhamento Rayleigh se dá pela interação do fóton com o átomo de forma geral. Ao atingir o átomo, a energia do fóton transferida faz com que os elétrons do átomo oscilem, resultando em uma emissão de radiação eletromagnética no mesmo comprimento de onda do fóton incidente. As ondas desse espalhamento formam uma onda resultante de espalhamento como é mostrado na Figura 6. A seção de choque no espalhamento Rayleigh diminui drasticamente com o aumento da energia do fóton incidente e é quase desprezível para fótons com energia superior a 100 keV para materiais com números atômicos baixos (JOHNS; CUNNINGHAM; 1983).

**Figura 6 – Representação do espalhamento Rayleigh**



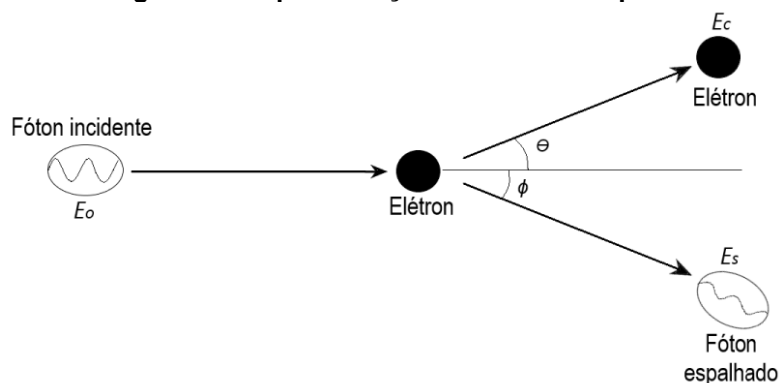
Fonte: Autoral

### 2.3.4 Espalhamento Compton ou incoerente

Quando um fóton interage com um elétron livre fazendo com que o elétron adquira energia cinética e o fóton espalhado apresente energia menor do que a

incidente tem-se o efeito Compton ou espalhamento incoerente. O fóton é espalhado com um ângulo  $\phi$  e tem parte da sua energia transferida para o elétron que ganha energia cinética com um ângulo  $\Theta$  da direção incidente do fóton (Figura 7) (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983). É possível comparar essa situação com uma colisão inelástica na qual um objeto ao colidir com outro, transfere parte de sua energia.

**Figura 7 – Representação do efeito Compton**



**Fonte: Autoral**

A equação que define essa relação é:

$$E_o = E_c + E_s \quad (7)$$

na qual  $E_o$  representa a energia do fóton incidente,  $E_k$  a energia cinética do elétron e  $E_s$  a energia do fóton espalhado. Lembrando que a energia do fóton é o produto da frequência ( $\nu$ ) pela constante de Planck  $h$ , sendo assim, a frequência do fóton espalhado deve ser menor do que a do fóton incidente (ALPEN; 1998).

### 2.3.6 Coeficiente de atenuação

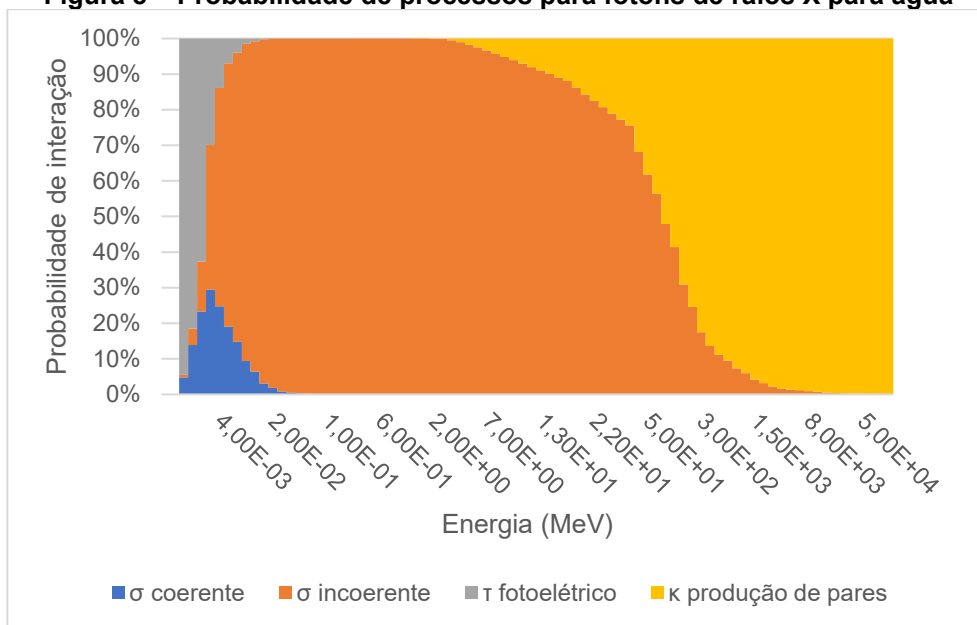
O coeficiente de atenuação linear total, ao tratar interação de fótons com a matéria, é dado pela soma da seção de choque de todos os processos de interação possíveis:

$$\mu_{Total} = \sigma_{coerente} + \sigma_{Compton} + \tau_{fotoelétrico} + \kappa_{produção\ de\ pares} \quad (8)$$

na qual  $\sigma_{coerente}$  é a seção de choque do espalhamento coerente ou Rayleigh,  $\sigma_{Compton}$  é a seção de choque do espalhamento incoerente (Compton),  $\tau_{fotoelétrico}$  a seção de choque do efeito fotoelétrico e  $\kappa_{produção\ de\ pares}$  a seção de choque da produção de pares (ALPEN, 1998). Vale lembrar que ao interagir com o meio, somente um dos processos ocorrerá com cada fóton.

Na Figura 8 é possível observar a probabilidade de cada processo em caso de interação fóton-matéria (fóton-água) com energia na faixa de alguns keV até dezenas de MeV.

**Figura 8 – Probabilidade de processos para fótons de raios X para água**



Fonte: NIST, 2023

### 3 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

#### 3.1 GRANDEZAS E UNIDADES

Como discorrido no capítulo 2, há diversos meios de interação da radiação com a matéria, o que conseqüentemente resulta em depósitos de energia no meio. O estudo que descreve o resultado da interação radiação-matéria e suas conseqüências é a dosimetria. Nesse estudo há algumas unidades e grandezas específicas para o tratamento das informações. As grandezas são classificadas em físicas, operacionais e de proteção. A grandeza física é aquilo que pode ser medido fisicamente, por exemplo, fluência de energia, kerma no ar e dose absorvida. (OKUNO; YOSHIMURA, 2010)

Uma grandeza física de suma importância no campo de proteção radiológica é a dose absorvida ou simplesmente dose ( $D$ ) que é dada por:

$$D = \frac{dE_{abs}}{dm} \quad (9)$$

na qual  $dE_{abs}$  é a energia absorvida, e  $dm$  a massa. Essa grandeza é basicamente a energia depositada pelos fótons em uma massa  $dm$  de determinado volume. A unidade de dose absorvida no sistema internacional de unidades é o gray (Gy) que é equivalente à 1 J/kg. (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). *Radiation absorbed dose* (rad) embora antiga, é outra unidade de medida para a dose absorvida e o fator de conversão é dado por:

$$1Gy = 100 \text{ rad} \quad (10)$$

Além da dose absorvida, outra grandeza física utilizada em proteção radiológica é o kerma. O kerma, abreviação de *kinetic energy released per unit of mass* é uma grandeza física que relaciona a energia depositada na matéria por partículas eletricamente carregadas. A energia relacionada nessa grandeza é a energia cinética total inicial das partículas que é depositada em uma massa  $m$  e é dada por:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (11)$$

na qual  $K$  é o kerma,  $E_{tr}$  é a energia transferida ao meio, e  $m$ , a massa (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). A unidade do kerma no sistema internacional de unidades é o gray (Gy) que equivale a J/kg.

Para processos com fótons o Kerma é dado por:

$$K = \frac{\mu_{tr}}{\rho} \cdot \psi \quad (12)$$

na qual  $\mu_{tr}/\rho$  é o coeficiente de atenuação mássico e  $\psi$ , a fluência de fótons com energia  $h\nu$  (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

No caso em que há a interação de fótons de energia até 3 MeV (raios X ou gama) com o ar, o kerma pode ser associado a exposição ( $X$ ) e definido também como kerma de colisão. A relação entre o kerma de colisão e a exposição é:

$$K = 0,00876 \cdot X \quad (13)$$

na qual  $K$  é o kerma de colisão dado em Gray e  $X$  a exposição dada em Rontgen (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Ainda dentro do sistema de proteção radiológica são definidas as grandezas de proteção e as grandezas operacionais, criadas pela ICRU e pela ICRP. As grandezas de proteção são grandezas específicas para o corpo humano estabelecidas com a intenção de determinar limites relacionados à exposição à radiação, todavia não podem ser medidas diretamente. Já as grandezas operacionais utilizadas na monitoração de área e individual podem ser medidas utilizando as grandezas físicas e fatores de conversão (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Para pacientes submetidos ao diagnóstico por imagem são utilizadas grandezas especiais para otimização da proteção radiológica. Estas grandezas não são limitantes, mas um indicativo aproximado da dose entregue durante um procedimento de imagem envolvendo radiações ionizantes. Essas grandezas são utilizadas como níveis de referência em diagnóstico por imagem (ICRP, 2017). No caso da TC, é utilizada a grandeza índice de dose em TC (CTDI - *computed tomography dose index*).

O CTDI é dado pela razão entre a somatória dos valores de dose no perfil ( $D(z)$ ) de uma rotação ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação do tomógrafo e a espessura do feixe de raio X (ICRP 87, 2000). O CTDI pode ser medido utilizando uma câmara de ionização tipo lápis com comprimento sensível de 100 mm, desta forma o  $CTDI_{100}$  é obtido por:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{N \cdot T} \cdot \int_{-50mm}^{50mm} D(z) dz \quad (14)$$

na qual  $N$  representa o número de secções e o  $T$  a espessura de cada secção (SEERAM, 2015).

Em TC alguns simuladores (fantomas) são utilizados para testes a fim de obtenção de valores de referências. Nesses casos as grandezas utilizadas são o  $CTDI_w$  (*CTDI weight*) e  $DLP$  (*dose length product*) (SEERAM, 2015).

O  $CTDI_w$ , ou CTDI ponderado, se trata da média ponderada do CTDI medido em uma posição no centro e na periferia, geralmente 10mm do centro de um simulador de cabeça ou corpo padrão ou fantoma padrão (Figura 9), sendo dado por:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} CTDI_{100,p} \quad (15)$$

na qual  $CTDI_{100,c}$  e  $CTDI_{100,p}$  são respectivamente o CTDI medido no centro e na periferia do fantoma (SEERAM, 2015).

**Figura 9 – Fantoma de CTDI**



**Fonte: Mercury 4.0 Phantom. Disponível em: <https://www.sunnuclear.com/products/mercury-4.0-phantom>. Acesso em 12/01/2023.**

O  $CTDI_{volume}$  se trata da grandeza que considera a dose distribuída ao longo do eixo  $z$  (definido anteriormente como o eixo de rotação do tomógrafo) podendo ser calculada a partir da relação:

$$CTDI_{volume} = CTDI_w / Pitch \quad (16)$$

na qual o *Pitch* se refere a razão entre o deslocamento da mesa por cada rotação do tubo e a espessura do feixe colimado (SEERAM, 2015).

Do ponto de vista da medida de dose de radiação, fisicamente os indicadores de dose  $CTDI_{100}$ ,  $CTDI_w$  e  $CTDI_{volume}$ , *representam a dose em um ponto, no plano e no volume respectivamente*.

O DLP é definido pela exposição ao longo de um eixo e pode ser obtido através da relação:

$$DLP = CTDI_{volume} \cdot z \quad (17)$$

na qual  $z$  representa o comprimento do volume exposto à radiação durante a varredura (SEERAM, 2015).

As grandezas especiais de CTDI são medidas em mGy e o DLP é medido em mGy.cm.

### 3.2 FUNDAMENTOS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

A proteção radiológica funciona a partir de princípios que visam o bem-estar e segurança das pessoas e do meio ambiente como um todo, suscetíveis à exposição. Dentro do sistema de proteção radiológica definem-se os princípios da justificação, otimização e limitação de dose, visando o uso seguro e pacífico das radiações ionizantes (ICRP, 2007).

A justificação diz que o resultado da exposição ou uso das radiações ionizantes deve ser benéfico para um indivíduo exposto à radiação ou para a sociedade de modo geral. Isto é, os malefícios provenientes da exposição à radiação de um indivíduo devem ser menores que os benefícios. Isto também é válido para tratamentos médicos, nos quais há exposição de pacientes (ICRP, 2007).

Quando houver exposição devido à uma fonte de radiação, a quantidade de pessoas, as doses relacionadas a cada uma e a probabilidade de exposição devem ser tão baixas quanto a execução da prática permita. Isso é o fundamento do princípio da otimização. No caso das exposições médicas no diagnóstico por imagem, colocando em diferentes palavras, as doses ou exposições devem ser mantidas em um nível mínimo necessário para se obter resultados que contemplem o objetivo da prática. Esse princípio leva em conta fatores econômicos e sociais. Em inglês este

princípio se resume em ALARA, sigla de *As Low As Reasonable Achieved*, traduzido significa o mais baixo quanto razoavelmente atingível (ICRP, 2007).

O terceiro princípio é chamado de limitação das doses individuais. Esse princípio visa limitar a dose efetiva e equivalente recebida pelos indivíduos do público e ocupacionalmente expostos. A dose tratada neste princípio se refere à soma das doses resultantes da exposição (Okuno e Yoshimura, 2010). Há valores dispostos pelos órgãos de proteção radiológica como referência para limite de dose nos órgãos e no corpo inteiro. No Brasil esses valores são regulados pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN).

Como já descrito, o princípio da limitação, tem a finalidade de limitar a dose a fim de promover a segurança em situações nas quais há indivíduos expostos a fontes de radiação, todavia, tal princípio não se aplica à pacientes submetidos à tratamentos ou para fins de radiologia diagnóstica.

No caso do diagnóstico por imagem, como já mencionado, são utilizados os níveis de referência (DRL - *Diagnostic Reference Levels*). Embora alguns níveis de referência tenham sido estabelecidos, com a evolução da tecnologia novos equipamentos surgem e conseqüentemente novos valores precisam ser estabelecidos para proteção radiológica (ICRP, 2017).

A Publicação 135 ICRP de 2017 discorre sobre os níveis de referência em diagnóstico por imagem. Nesse documento é descrito o fundamento para a definição de níveis de referência em termos de valores e de modalidade, enfatizando que os níveis de referência devem acompanhar a evolução dos equipamentos e dos *softwares* de controle.

Os níveis de referência nacionais são determinados e atualizados através de pesquisas com dados de exames coletados em diversos lugares e devem ser revisados em um intervalo de 3 a 5 anos ou com maior frequência se houver evoluções nos procedimentos (ICRP, 2017).



## 4 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

A TC mudou o modo de visão dos exames de raios X convencionais, que se limitavam em apresentar uma imagem somente em 2 dimensões (2D). Com o surgimento da TC, foi possível obter imagens em 3 dimensões (3D) que apresentou uma nova gama de aplicações para medicina diagnóstica (SEERAM, 2015).

Em TC as imagens são reconstruídas a partir das projeções realizadas com base em algoritmos desenvolvidos para esse fim. Utilizando diversas projeções diferentes é possível obter uma imagem (SEERAM, 2015).

Em um exame de tomografia os dados são coletados e então processados por um sistema de computador que reconstrói as imagens a partir das projeções e então forma as imagens que são geralmente apresentadas nos monitores (SEERAM, 2015).

A TC cria imagens de contraste maior que os exames de projeção em radiografia, isso é importante para diagnósticos envolvendo tecido mole, todavia, a dose recebida por pacientes nos exames de TC são consideravelmente maiores do que em outras modalidades de exames. Isso deve ser levado em conta principalmente para casos envolvendo pacientes gestantes e crianças já que são mais radiosensíveis (IAEA, 2012).

### 4.1 COMPONENTES BÁSICOS DE UM TOMÓGRAFO

Existe um conjunto de sistemas que compõe um tomógrafo, o sistema de imagem, computador e exibição, gravação, armazenamento e comunicação da imagem (SEERAM, 2015).

O tubo de raios X se encontra dentro do cilindro do tomógrafo e é geralmente composto de um ânodo de tungstênio para suportar as altas temperaturas geradas ao longo de todo o exame. Devido as altas temperaturas esse equipamento conta com um sistema de arrefecimento a água ou óleo para resfriar os componentes (SEERAM, 2015).

Os colimadores são componentes que possuem a função de restringir a área de ação do feixe de fótons. Além dos colimadores, filtros, para atenuação do feixe, são utilizados a fim de melhorar a qualidade da imagem (SEERAM, 2015).

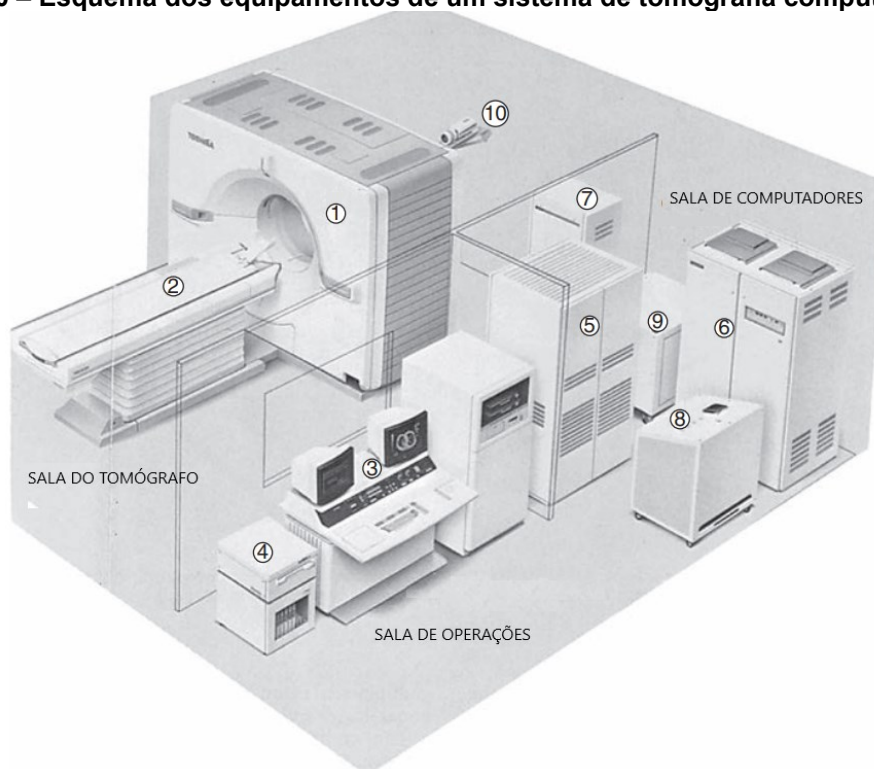
O *gantry* é a parte da “câmara” do tomógrafo, contém os tubos de raios X, os detectores, o gerador, sistema de arrefecimento, colimadores e outros componentes. O paciente entra e sai na abertura do *gantry* sobre a mesa, que é a parte do tomógrafo na qual o paciente deita-se para a realização do exame (DANCE *et al.*, 2014).

Os detectores são componentes responsáveis pela absorção dos fótons atenuados e são posicionados opostos ao tubo de raios X. Os detectores são materiais cintiladores que emitem luz ao absorver energia (DANCE *et al.*, 2014).

O gerador de energia fica em um cômodo próximo a sala de exame, geralmente em uma sala ao lado e existem geradores de alta potência para fornecer a energia necessária ao tomógrafo (SEERAM, 2015).

Há uma sala de computador que contém geradores, processador de dados (computador) e alguns controladores do tomógrafo. Há também uma sala de operação, lugar onde permanecem os operadores que comandam os procedimentos através de uma central de operação. Na sala de operação existem monitores para planejamento do exame e visualização das imagens obtidas após as aquisições. A Figura 10 apresenta um esquema dos equipamentos de um sistema de tomografia computadorizada (SEERAM, 2015).

**Figura 10 – Esquema dos equipamentos de um sistema de tomografia computadorizada**



**Fonte: SEERAM, 2015**

## 4.2 FUNCIONAMENTO

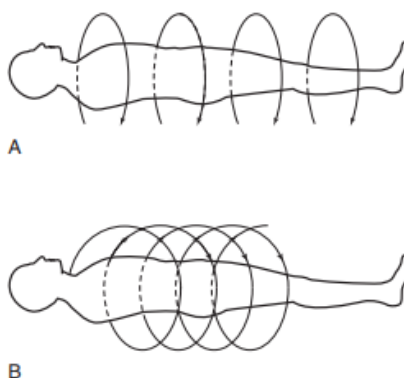
O funcionamento de um exame de TC é realizado em basicamente 3 etapas: aquisição dos dados, reconstrução da imagem e exibição e manipulação da Imagem (SEERAM, 2015).

A aquisição de dados se dá pela emissão de raios X que são transmitidos, atenuados pelo paciente e então detectados por detectores o que possibilita a formação de várias projeções. O tomógrafo possui um tubo de raios X que rotaciona ao longo de uma câmara em formato de anel. O tubo rotaciona emitindo raios X na direção do paciente.

Há 2 tipos de varredura em TC, axial (ou sequencial) e helicoidal. O sistema de varredura axial se dá pela aquisição dos perfis com a rotação do tubo de raios X tendo a mesa estática. Para possibilitar a aquisição total do volume de um paciente, múltiplas aquisições sequenciais são realizadas. Após cada aquisição a mesa se desloca para realizar outra, desta forma é possível obter a aquisição do volume total do paciente. Normalmente o deslocamento da mesa é igual a espessura da imagem, de forma a construir uma imagem contínua. Este processo também é chamado de varredura fatia-a-fatia (SEERAM, 2015).

O sistema de varredura helicoidal combina o movimento de rotação do tubo de raios X com o deslocamento da mesa. O movimento descreve uma forma helicoidal ao redor do paciente, e uma “fatia” é adquirida por rotação, como há várias rotações, diversas “fatias” são realizadas. As aquisições realizadas por meio de sistema helicoidal de varredura são muito mais rápidas que a axial como é apresentado no esquema da Figura 11 (SEERAM, 2015).

**Figura 11 – Esquema de varredura (A) axial e (B) Helicoidal**



**Fonte: SEERAM 2015**

Os raios X que incidem sobre o paciente são atenuados e então atingem diversos detectores que os absorvem, realizando a detecção dos fótons transmitidos. Os detectores transferem a informação da energia dos fótons atenuados formando matrizes de vários elementos de figuras (pixels – *picture elements*) (DANCE *et al.*, 2014).

Anterior ao exame de TC geralmente é realizado uma aquisição 2D para o planejamento do exame, apresentando uma imagem para delimitação da área de varredura. Este processo é chamado de topograma ou *scout*.

O topograma é realizado sem a rotação do tubo de raios X, movendo a mesa dentro do *gantry* e é realizado de forma a ter uma aquisição frontal do paciente. A área de interesse é selecionada no topograma pelo radiologista, que posiciona a mesa para o início da aquisição. A exposição do paciente na aquisição do topograma é menor do que na aquisição realizada no exame de TC (DANCE *et al.*, 2014).

O topograma também é referência para o sistema de exposição automática de corrente (AEC – *automatic exposure control*, como é citado nos manuais e documentos internacionais). Esse sistema faz variar a corrente elétrica no tubo para controle da produção de raios X baseado nas informações do topograma (SEERAM, 2015).

Os pixels são formados em função da intensidade dos fótons absorvidos pelos detectores, apresentando tons diferentes para energias diferentes. Os raios X incidentes atravessam vários tecidos com diferentes coeficientes de atenuação até a detecção deles. A energia dos fótons atenuados é determinada através da equação 19, na qual é considerado todos os coeficientes de atenuação envolvidos.

$$I = I_0 \cdot e^{-\int_0^d \mu(x) dx} \quad (18)$$

A variável  $d$  representa o caminho do feixe de fótons através do paciente (DANCE *et al.*, 2014).

A partir dos dados das energias dos fótons atenuados e não atenuados, o tomógrafo gera matrizes de pixels com base nas projeções e então realiza a reconstrução da imagem (DANCE *et al.*, 2014).

Após a aquisição dos dados, a informação que é analógica é convertida em digital e então é processada por um computador. Alguns conjuntos de operações manuseando parâmetros do software de controle permitem melhorar a qualidade da imagem (SEERAM, 2015).

Para a apresentação da imagem em um monitor, os dados digitais são convertidos novamente em analógico. A imagem digital é um conjunto de dados numéricos que ao serem convertidos para analógicos apresenta distribuição contínua da luz em função da posição na imagem. (SEERAM, 2015). Por fim as imagens são reconstruídas por meio de filtros possibilitando a visualização nos monitores.

### 4.3 FORMAÇÃO DA IMAGEM

Para compreender o processo de formação de imagem de um tomógrafo, é necessário entender primeiro conceitos de pixels, voxels e matrizes.

Pixel é a abreviação de *picture elements*, que traduzido é elementos de figuras. Os pixels são pequenas regiões que relacionam um número à uma informação, nesse caso, o brilho em tons de cinza. O brilho de um pixel em TC se dá em função da energia do fóton detectado pelos elementos detectores (ED) que são dispostos em várias linhas que ao receber os dados do feixe de fótons atenuados compõem uma matriz de pixels como é possível observar na Figura 12 (DANCE *et al.*, 2014).

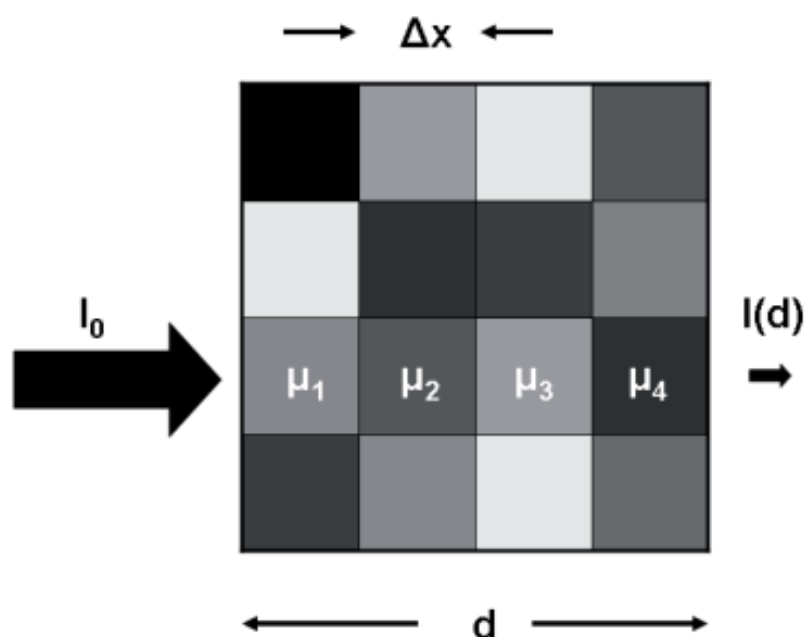
Uma matriz é composta de vários pixels dispostos em linhas e colunas (Figura 12). Ao realizar uma imagem de um paciente em um exame, geralmente é selecionado o tamanho da matriz desejada ou como é comumente chamado, o FOV (acrônimo de *field of view*, em português, campo de visão). O FOV se trata do produto entre o tamanho do pixel e o tamanho da matriz (SEERAM, 2015).

A quantidade de pixels influencia na quantidade de detalhes de uma imagem, desta forma, quanto maior o número de pixels em uma matriz, melhor será a qualidade da imagem obtida. O tamanho do pixel é dado por:

$$\text{Tamanho do pixel} = \frac{FOV}{\text{Tamanho da matriz}} \quad (19)$$

Analisando a equação 20, quanto maior o tamanho da matriz, menor o tamanho do pixel e conseqüentemente maior a resolução da imagem (SEERAM, 2015).

Figura 12 – Esquema de uma matriz de pixels



Fonte: DANCE *et al.*, 2014

A matriz originada em uma aquisição é convertida em uma matriz digital correspondente, e cada pixel se relaciona a uma unidade Hounsfield (HU, *Hounsfield units*). A HU relaciona o coeficiente linear dos tecidos e o coeficiente de atenuação linear da água em temperatura ambiente (DANCE *et al.*, 2014) e é dada por:

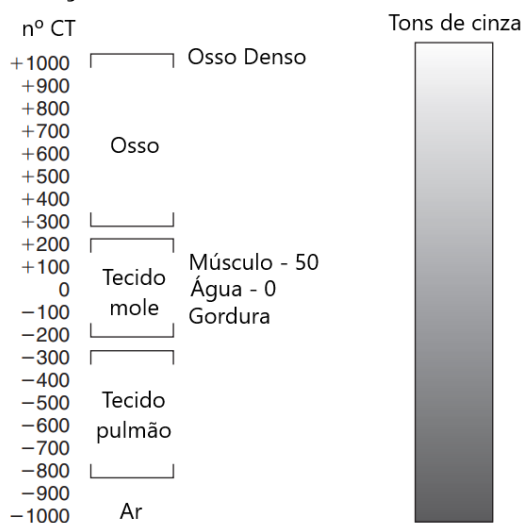
$$HU = \frac{\mu_{material} - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \cdot 1000 \quad (20)$$

na qual  $\mu_{material}$  é o coeficiente de atenuação linear do material,  $\mu_{\text{água}}$  o coeficiente de atenuação linear da água.

Se cada tecido possui um coeficiente linear, também possui uma HU relacionada a ele. Os valores das HU dos tecidos (rins, músculo, gordura, osso por exemplo) possuem uma margem de valores que são tabelados (SEERAM, 2015).

As imagens produzidas nos exames de TC geralmente são apresentadas por softwares em tons de cinza. Há, na maior parte dos softwares de exibição, imagens construídas em 256 tons de cinza que se relacionam com as HU/Número CT. Um exemplo de como os tons dos pixels são relacionados as HU é apresentada na Figura 13 (DANCE *et al.*, 2014). Dessa forma, é possível diferenciar diferentes materiais em uma aquisição como é possível observar na Figura 14.

**Figura 13 – Relação entre a escala de nº CT com tons de cinza**



Fonte: SEERAM, 2015

Outro conceito importante também é o *voxel* abreviatura do inglês *volume elements* (elementos de volume). A definição de *voxel* é importante por que os exames são realizados com base em 3 dimensões. A informação dos *voxels* é convertida em informação numérica que por sua vez é convertida em pixels contendo as informações baseado em tons de cinza (SEERAM, 2015).

É importante tratar a relação de dose *versus* qualidade da imagem pois estão intimamente ligadas. Baseando-se no fato de que a formação da imagem se dá através do contraste entre a energia dos fótons antes da atenuação e atenuados, é possível concluir que quanto maior o contraste, melhor será a qualidade da imagem. O contraste da imagem é influenciado pela energia dos fótons, quanto maior a energia dos fótons, melhor o contraste, todavia o aumento da energia dos fótons resulta em uma absorção maior de fótons pelo material, consequentemente um aumento na dose absorvida (DANCE *et al.*, 2014).

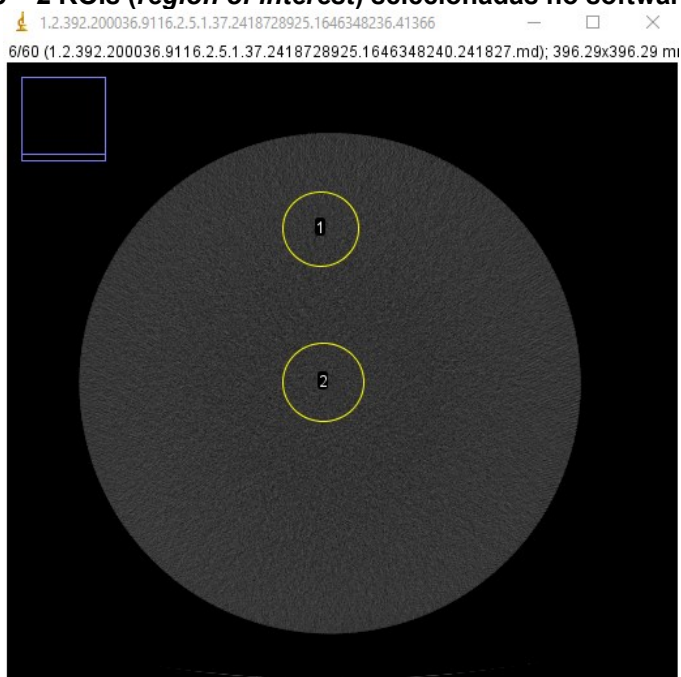
**Figura 14 – Aquisição de exame de TC de um fantoma antropomórfico**



Fonte: Autoral

Ao tratar a imagem de um exame de TC, o termo ruído é bastante utilizado. O ruído de uma imagem faz referência a qualidade da imagem, com uma relação inversa, ou seja, quanto maior o ruído na imagem, menor é a qualidade. Antes de definir o que é o ruído na imagem, é necessário definirmos outro conceito, a região de interesse na imagem, ou como é comumente mencionado o ROI (*region of interest* – região de interesse). O ROI é uma região na imagem onde pretende-se adquirir dados, e geralmente tem formato circular, como é possível observar na Figura 15 (SEERAM, 2015).

**Figura 15 – 2 ROIs (*region of interest*) selecionadas no software ImageJ**



**Fonte: Autoral**

O ruído de uma imagem é definido pelo desvio padrão da intensidade de pixels da imagem conforme a relação:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i,j \in ROI} [f_{(i,j)} - \bar{f}]^2}{N - 1}} \quad (21)$$

na qual  $i$  e  $j$  são coordenadas da imagem,  $N$  é o número de pixels naquela região de interesse,  $f_{(i,j)}$  a intensidade de pixels daquela coordenada e  $\bar{f}$  é a média da intensidade dos pixels naquela ROI (SEERAM, 2015).



#### 4.4 DOSE EM CT

Em uma varredura completa em TC é importante a identificação da distribuição da dose ao longo do corpo do paciente, e existem alguns parâmetros que influenciam. Alguns desses parâmetros podem, até certo ponto, ser controlados pelo operador em um exame, como por exemplo o produto corrente pelo tempo de rotação, tensão no tubo, *pitch*, entre outros (SEERAM, 2015).

O produto corrente-tempo de rotação (ou como é comumente chamado “mAs”) como o nome já menciona é definido pelo produto entre a corrente no tubo e o tempo de rotação, ou seja, para uma corrente de 250mA e tempo de rotação de 0,5 segundos, o mAs é igual a 125mAs. O produto corrente-tempo de rotação é uma grandeza diretamente proporcional à dose, quando este dobrar a dose no paciente também aumenta na mesma proporção (SEERAM, 2015).

Outro fator que também influencia a dose em CT é a tensão no tubo ou como é comumente chamado, o kVp (quilo Volt pico). O kVp influencia a energia dos fótons de raios X emitidos pelo tubo. Quanto maior o kVp maior a energia dos fótons e consequentemente maior o poder de penetração do feixe no material. A exposição no ar tem uma função diretamente proporcional ao quadrado da tensão, ou seja, se o kVp dobrar a quantidade de fótons quadruplica (BUSHBERG *et al.*, 2012).

O *pitch* (razão entre o movimento da mesa a cada rotação do tubo e a espessura do feixe colimado) também tem influência na dose. A relação deste parâmetro é inversamente proporcional à dose, quanto maior for o *pitch* menor será a dose entregue ao paciente. Quando o *pitch* for quadruplicado a dose reduzirá para 1/4 se mantido os demais parâmetros constantes (LEWIS, 2005).

Existe um modo de operação nos tomógrafos chamado de controle automático de exposição (CAE) cujo princípio é o controle automático da corrente no tubo de raios X. O controle automático da modulação da corrente ou como é comumente chamado, modulação da corrente (ou ATCM de *automatic tube current modulation* presente nas referências internacionais) é uma função do tomógrafo que realiza o controle da corrente no tubo baseado na espessura do paciente a ser examinado. Isso ocorre para que o tubo não produza raios X em excesso para pacientes menores ou para partes menores do corpo do paciente (SEERAM, 2015).

Cada fabricante possui seu próprio sistema automático de modulação de corrente, o Sure Exposure, o Doseright e o Smart mA são exemplos de sistemas utilizados pela TOSHIBA, Philips e General Eletrics respectivamente.

## 5 MODULAÇÃO DE CORRENTE

### 5.1 FUNCIONAMENTO

A modulação de corrente é uma função automática em TC que realiza a variação da corrente elétrica no tubo de raios X em função do tamanho/densidade do paciente. Ao fornecer uma corrente elétrica menor no tubo de raios X, menor é a quantidade de fótons de raios X produzidos, conseqüentemente menor é a dose absorvida. Segundo a ICRP 135 (2017) a modulação da corrente pode reduzir a dose no paciente de 30 a 40 % por exame.

Existem 2 tipos de modulação da corrente em um tomógrafo: a longitudinal mais conhecida como modulação no eixo z e a angular ou modulação no plano x-y.

A modulação longitudinal é realizada em função das diferentes atenuações em função da densidade e espessura do paciente, ou seja, quando o *scanner* passar pelo abdômen vai fornecer mais radiação do que ao passar pelo pescoço ou cabeça. Essa variação é realizada através de algoritmos desenvolvidos pelos fabricantes dos tomógrafos (SEERAM, 2015).

A modulação angular é realizada no eixo x-y, isto é, em secções transversais ao eixo do paciente (z). Essa função é baseada no princípio de que para diferentes posições do tubo em uma mesma secção, há diferentes atenuações, por exemplo, a atenuação na projeção anteroposterior é menor que a atenuação na projeção lateral em uma mesma secção (SEERAM, 2015).

A modulação da corrente é realizada com base nas informações (atenuação e tamanho do paciente) coletadas no topograma (*scout*) realizado antes do exame. Como já descrito, o topograma se trata de um “reconhecimento” das atenuações no paciente que serve de arcabouço de dados para variação da corrente ao longo do exame.

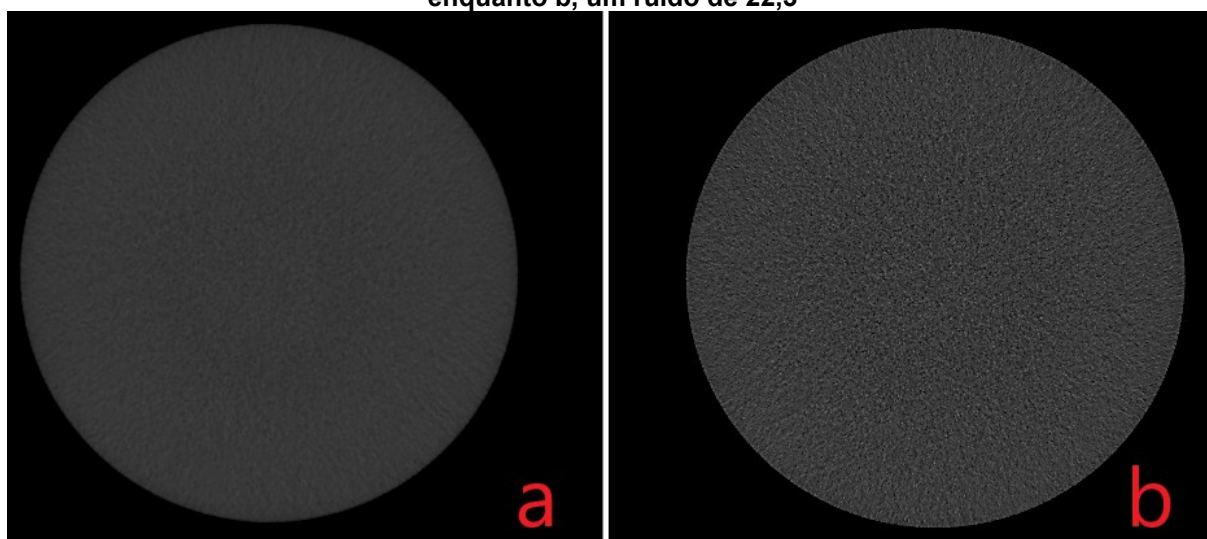
Uma corrente baixa gera um feixe menos intenso e qualidade de imagem menor se comparado a um feixe mais intenso gerado por uma corrente maior. A

qualidade da imagem é inversamente proporcional ao ruído dela o que é possível observar na Figura 16.

Como já descrito a modulação da corrente ou ATCM nos documentos e manuais internacionais, hoje é estudada a fim de obter melhor otimização na relação dose e qualidade de imagem.

O teste de CQ da modulação da corrente é realizado com um fantoma que permite verificar a variação da corrente ao longo de diferentes espessuras do simulador.

**Figura 16 – Imagens de um teste de CQ com um fantoma. A imagem a apresenta ruído de 4,4 enquanto b, um ruído de 22,3**



Fonte: Autoral

## 5.2 TRABALHOS EM MODULAÇÃO DE CORRENTE

Diversos trabalhos foram realizados analisando a modulação da corrente, alguns com a finalidade de verificar o comportamento da corrente, outros realizando testes com modelos alternativos de simuladores e alguns ainda com o objetivo de analisar a dose a partir da alteração de outros parâmetros.

Uma pesquisa realizada por Matsubara *et al.* (2015) mostra o comportamento da modulação da corrente ao escanear dois fantasmas diferentes. Nesse estudo foi utilizado um fantoma de acrílico cilíndrico de 3 espessuras diferentes e um fantoma fabricado em material de tecido equivalente em formato elíptico. Os resultados mostraram, que com o sistema de modulação de corrente desligado, o kerma no ar detectado é expressivamente maior em comparação ao teste quando a modulação da

corrente é ligada. O ruído na imagem se torna menor quando a corrente no tubo é fixada (modulação da corrente desligada). Os simuladores apresentados por Matsubara *et al.* (2015), citados como fantasmas de formato simples, segundo o autor são opções viáveis para análise de modulação de corrente.

Martin e Sookpeng (2016) apresentaram uma análise sobre a modulação de corrente. Os autores citam não haver um procedimento padrão para testes de CQ da modulação da corrente e apresentaram algumas sugestões para a realização dos testes citando fatores que podem influenciar o desempenho da modulação da corrente como o topograma, limite de corrente, espessura da imagem e o *pitch* configurado, por exemplo.

Como já mencionado, há trabalhos que apresentam modelos de fantasmas para a análise da modulação da corrente como é apresentado por Sookpeng, Martin e Gentle (2013) no qual um fantoma foi desenvolvido para a análise da corrente em um tomógrafo Toshiba Aquilion 64. O fantoma desenvolvido possui formato elíptico em 3 espessuras distintas fabricado em polietileno. Os resultados apresentaram a diminuição da corrente conforme a espessura do simulador diminui, porém há alguns picos característicos nas transições entre as partes de diferentes espessuras do fantoma. Os resultados apresentaram um valor de ruído com pouca variação nas diferentes partes do fantoma.

Ao realizar um teste de CQ de modulação da corrente utilizando um protocolo padrão de crânio, de Souza *et al.* (2015) observaram um aumento nos valores de  $CTDI_{vol}$  e DLP com a função da modulação da corrente ligada, cogitando a possibilidade de que isso se deveu ao fato de que o software da modulação da corrente utilizado pelo fabricante do tomógrafo (Philips) modula a corrente a partir de uma qualidade de imagem de referência para o protocolo em questão. Nesse caso, o sistema armazena dados de correntes de protocolos padrões e ao se deparar com um topograma que apresenta dimensões e atenuações maiores que o padrão, aumenta o valor da corrente no tubo para manter a qualidade da imagem.

## 6 NORMAS E LEGISLAÇÕES SOBRE CONTROLE DE QUALIDADE DA MODULAÇÃO DE CORRENTE EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

O CQ é o procedimento de testes de desempenho do equipamento. Em TC o CQ é realizado para garantia de qualidade do exame e segurança tanto do operador como do paciente submetido ao exame em diagnóstico por imagem.

A causa de dose excessiva no paciente pode ser atribuída a condição do equipamento ou pela má otimização dos protocolos. É necessário o acompanhamento contínuo de profissionais da área para garantir boas condições de exames e procedimentos otimizados para entregar qualidade e segurança. Para isso, se faz necessário o acompanhamento através de programas de CQ (IAEA, 2012).

Os testes de CQ geralmente são realizados a fim de obter dados para comparação com valores de referência já padronizados. Quando os resultados fogem do valor padronizado, se faz necessário a manutenção do aparelho. Espera-se que o programa de CQ em TC certifique que, nos exames, imagens de qualidade sejam fornecidas entregando o mínimo possível de dose (SEERAM, 2015).

As avaliações de desempenho nos equipamentos de TC devem ser realizados com certa periodicidade para que seja garantida a qualidade das imagens e a segurança do paciente. Para a avaliação de alguns parâmetros, é necessário testes diários, outros, mensais e outros anuais

A execução de alguns procedimentos em CQ em TC exigem ferramentas/ equipamentos específicos, como por exemplo, fantomas, que são os simuladores utilizados nas varreduras para avaliar alguns parâmetros em TC a partir dos dados da aquisição.

Alguns dos testes de CQ realizados em TC são número CT, ruído na imagem, alinhamento dos lasers, precisão do topograma (geralmente chamado de SPR – *Scanned Projection Radiography*), modulação da corrente, resolução espacial, entre outros.

As organizações de saúde de cada país geralmente determinam os valores de referência para os testes de CQ, todavia, nem todas descrevem o procedimento de realização, como é o caso do Brasil (IN 93). A IAEA e a AAPM são agências que descrevem alguns procedimentos de testes de CQ.

O programa de CQ exige uma referência para que o parâmetro analisado seja comparado e então avaliado, visando a qualidade do exame e segurança do paciente.

Os valores de referências são determinados pelos órgãos nacionais, ainda que, órgãos reconhecidos internacionalmente pelos seus trabalhos na área como por exemplo a AAPM e a IAEA, publiquem relatórios contendo recomendações acerca dos testes e valores de referência dos programas de CQ.

Não há muitas referências à disposição que citam o teste de CQ com detalhes e essa carência de informações sobre o teste da modulação da corrente dificulta o desenvolvimento de um protocolo e valores de referências para uma padronização desse teste.

O *Task Group 233 report* de 2019 da AAPM apresenta recomendações para a execução de diversos testes em TC, inclusive o da modulação da corrente. É apresentado um método de realização do teste de modulação da corrente com alguns exemplos de fantasmas utilizados citando fatores de importância na análise dos resultados.

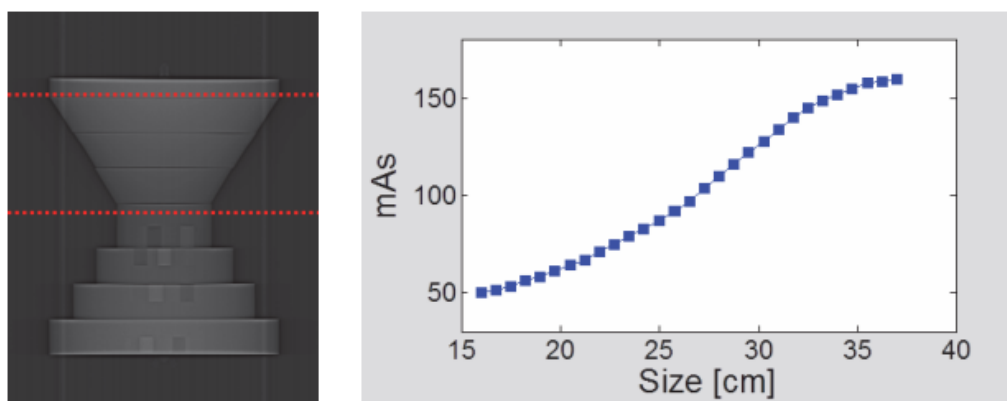
Sobre a metodologia utilizada, a recomendação inicial citada nesse documento é escolher um procedimento de rotina padrão conforme o fabricante do tomógrafo sugere definindo a tensão no tubo em 120 kVp. A varredura deve ser realizada no modo helicoidal com o *pitch* definido em 1.0 com o tempo de rotação de 1 segundo. Ainda que seja possível realizar o teste com a espessura da imagem maiores que 1 mm, isso não é recomendado a fim de não perder detalhes das informações de corrente. Com os parâmetros citados já definidos, deve-se manter as predefinições do sistema de exposição automática de corrente para o protocolo selecionado, como ruído e produto corrente-tempo de rotação (AAPM, 2019).

Dois procedimentos distintos são mencionados para a realização do teste utilizando modelo específico de fantoma. O primeiro e mais comum dos testes envolve o fantoma já mencionado nesse trabalho, um objeto cilíndrico ou elíptico construído em diferentes espessuras (formato equivalente a um bolo de casamento) fabricado em um material que simula a atenuação da água e tecido mole. Esse documento trata esse teste como o teste discreto da modulação da corrente, isto em razão da rápida mudança no volume. Um exemplo desse modelo e resultado do teste é ilustrado na Figura 17. É necessário um fantoma com no mínimo 2 espessuras distintas para a realização do teste discreto da modulação da corrente (AAPM, 2019).

O outro teste especificado envolve um fantoma com o material de fabricação como o já mencionado, todavia, seu formato de construção é equivalente a um cone, formando uma diminuição tênue na espessura, o que é tratado como modelo contínuo.

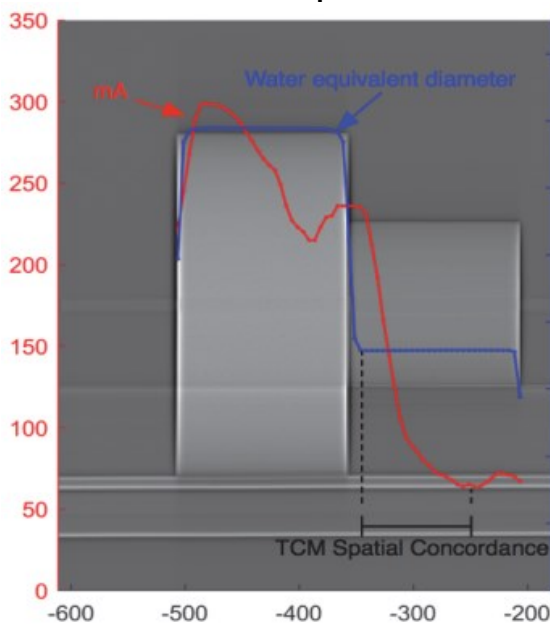
A razão pela qual o fantoma é construído em diferentes espessuras é para que o tomógrafo, ao detectar uma diminuição na atenuação seja ela discreta (mudança abrupta na espessura) ou contínua (mudança contínua), reduza a corrente fornecida no tubo e conseqüentemente a quantidade de fótons emitidos, evitando assim que o paciente tenha um aumento na dose, mantendo a qualidade da imagem. Esse fantoma e seu resultado do teste de modulação da corrente são apresentados nas Figuras 17 e 18.

**Figura 17 – Imagem de um teste de modulação de corrente para um fantoma com redução contínua da espessura.**



Fonte: Task Group 233 report. AAPM, 2019.

**Figura 18 – Imagem de um teste de modulação de corrente para um fantoma com redução discreta da espessura.**



Fonte: Task Group 233. AAPM, 2019.

Para o teste discreto é mencionado um conceito não citado em grande parte dos trabalhos, a concordância espacial. A concordância espacial é definida como a rapidez da variação da corrente mediante a uma mudança brusca na espessura do fantoma. Embora esse conceito seja definido, não há valores de referência para uma comparação que permita avaliar a qualidade dessa medida.

Para a análise dos resultados, o Task Group 233 report (AAPM, 2019) aborda realizar uma medida do desvio padrão dos pixels em uma ROI central nas 3 partes do fantoma, comparar os valores e ainda verificar a medida de corrente ou, mAs médios, indicados na página de resultados do exame. Essa análise é possível para o teste discreto da modulação, para o teste contínuo é recomendado utilizar um plugin (DICOM header) no software de análise de imagem para verificar os valores de corrente, imagem a imagem.

Embora haja uma recomendação para o procedimento de análise dos resultados, não há valores de referência para a corrente que possibilite uma comparação e avaliação da função da modulação da corrente. O que é descrito sobre o resultado é que deve ser observado a redução da corrente mediante a redução do fantoma.

O documento publicado em 2021 pela IAEA, *Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe*, aborda brevemente de forma generalizada alguns testes para sistema de controle automático de exposição, mas não sobre a modulação da corrente em específico. O controle automático de exposição não envolve só a corrente, mas a tensão no tubo e o tempo de exposição (IAEA, 2019). O teste no sistema de CAE não avalia a corrente isoladamente embora seja considerada. Os testes citados no *Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe* (IAEA, 2021) são a sensibilidade, consistência nos sensores, repetibilidade e sistema de compensação do CAE.

O teste de sensibilidade tem o objetivo de verificar a sensibilidade do sistema CAE comparando os valores de mAs e exposição resultantes do teste com valores de base (IAEA, 2021) permitindo uma variação máxima de 50%.

O teste de consistência dos sensores de CAE, como o nome já diz, visa verificar os sensores do sistema CAE. Este é verificado com o cálculo médio de mAs e exposição para cada combinação de sensores diferentes. Os valores comparados entre um sensor e outro não devem ultrapassar 30% de diferença.



A repetibilidade do sistema de CAE, envolve outros parâmetros e não a modulação em si.

O teste da compensação do CAE para diferentes valores de kVp e espessuras avalia a redução da corrente mediante a redução na tensão no tubo ou em um simulador de diferentes espessuras. Nesse teste os valores da corrente devem ser ajustados proporcionalmente conforme o kVp ou espessura não ultrapassando 10% de diferença na redução (IAEA, 2021). Dos testes aqui descritos, somente esse documento envolve a análise da corrente ainda que não trate ela isoladamente.

Outro material de referência para o teste da modulação da corrente é o *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico* da *Sociedad Española de Física Médica* (SEFM), *Sociedad Española de Protección Radiológica* (SEPR) e a *Sociedad Española de Radiología Médica* (SERAM), publicado em 2012. Esse documento também aborda alguns testes de CQ para TC de forma bem resumida.

No que se refere a modulação de corrente, o fantoma necessário para o teste é especificado como um simulador de diversas espessuras podendo ser cônica ou em degraus (modelo bolo de casamento) quanto a atenuação e cilíndrica ou elíptica no que se refere ao formato da secção transversal, em todo o caso o material de fabricação recomendado é o polimetilmetacrilato (PMMA) comercialmente chamado de acrílico. Embora o modelo de fantoma necessário seja bem definido, o teste em si não é. Não há recomendações sobre os parâmetros a serem predefinidos ou ainda como o teste deve ser conduzido, e sobre os resultados, é citado apenas que a variação do mAs médio em cada espessura deve ser “apreciável” (SEFM, SEPR, SERAM, 2012). Nesse documento é abordado um modo alternativo de verificar o correto funcionamento da modulação da corrente a partir do ruído na imagem medida com o sistema de modulação desligado e depois com o sistema ligado.

Embora o *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico* (SEFM, SEPR, SERAM, 2012) aborde o teste de modulação de corrente bem como o material (fantoma) a ser utilizado, não é especificado as dimensões dos fantasmas ou ainda algum valor de referência para a análise efetiva dos resultados.

Visando a monitoração e controle dos riscos trazidos pelos processos radiológicos utilizados na medicina, em 2005 a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) publicou um documento chamado *Radiodiagnóstico Médico – Segurança e Desempenho de Equipamentos* (RM-SDE). Esse documento é constituído de diversas instruções voltadas ao radiodiagnóstico médico fornecendo

guias para diversos testes de CQ para os equipamentos radiológicos bem como a organização estrutural das instalações das atividades radiológicas e ainda apresenta níveis de referência para acreditação dos equipamentos de radiodiagnóstico. A iniciativa da ANVISA de padronizar procedimentos gerais no que se refere ao radiodiagnóstico é algo necessário para manter um bom CQ nos serviços radiológicos. O RM-SDE, embora tivesse o objetivo de padronizar os testes de CQ, não os abrangia na íntegra. Em 2019 a RDC-330 revoga a publicação do RM-SDE da ANVISA.

Para regulamentar o diagnóstico por imagem foi publicada a RDC 330 em dezembro de 2019. Esta resolução determina os requisitos sanitários básicos para os serviços de radiologia diagnóstica e intervencionista e regulamenta o controle das exposições médicas, ocupacionais e do público decorrentes do uso de tecnologias radiológicas diagnósticas ou intervencionistas e foi substituída pela RDC 611 em abril de 2022 que apresenta algumas alterações da RDC anterior.

A IN 93 de 27 de maio de 2021 dispõe sobre os requisitos sanitários para a garantia de qualidade e da segurança em sistemas de tomografia computadorizada estabelecendo valores de referência para aceitação dos equipamentos submetidos a testes que devem ser conduzidos por pessoal capacitado respeitando as periodicidades, tolerâncias e níveis de restrição.

No artigo 2º da Seção I da IN 93 a modulação automática de corrente consta como característica obrigatória nos equipamentos de tomografia computadorizada. e na seção II do capítulo I da IN 93 que descreve os requisitos de desempenho e aceitação, é afirmado que o equipamento de tomografia computadorizada sem modulação automática de corrente, para equipamentos comercializados após a publicação desta IN é uma condição que inabilita seu uso. No anexo I da IN 93 é apresentado os testes de aceitação e de CQ para serviços de tomografia computadorizada e dentre eles consta o teste de compensação do sistema de modulação da corrente para diferentes espessuras.

Particularmente a RDC 611 bem como a IN 93 publicada recentemente pela ANVISA não apresentam ou descrevem a metodologia e materiais utilizados para o teste de CQ da modulação de corrente. Mesmo o RM-SDE, já revogado, embora apresentasse metodologia para outros testes, não continha qualquer item citando algo sobre a modulação da corrente.

A revisão de 2011 do *Protocolo Espanol de Control de Calidad em Radiodiagnóstico* não apresenta valores de referência ou metodologias de cálculo

para a análise da variação da corrente, aborda somente que tal variação deve ser notável para o teste discreto da modulação da corrente.

O Task Group 233 report da AAPM embora apresente métodos de análise qualitativos a respeito da modulação da corrente, não apresenta valores de referência que possibilite uma análise quantitativa e precisa. Nesse documento há uma análise sobre a velocidade de adaptação da corrente diante da mudança abrupta no formato/tamanho do paciente ou simulador, ou como é citado, análise da concordância espacial (AAPM, 2019). Embora a concordância espacial seja um parâmetro capaz de avaliar a qualidade da modulação automática de corrente no quesito velocidade de variação da corrente, não apresenta dados suficientes que forneçam a informação necessária para determinar se a corrente expressa variações concernentes a variação do tamanho/atenuação do paciente.

A IN 93 apresenta valores de referência para diversos testes de CQ em tomografia e no que se refere a modulação de corrente o valor apresentado está disposto em formato de porcentagem (tabela 1) sem especificar sobre a que se refere tal valor de comparação.

**Tabela 1 - Valor de referência para o teste de modulação da corrente**

Testes	Periodicidade	Tolerância	Restrição
Compensação do sistema de modulação de corrente para diferentes espessuras	Teste de aceitação, anual ou após reparos	≤ 20%	>40%

Fonte: ANVISA, 2021

Pela descrição, esse teste é equivalente, ao apresentado no *Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico em América Latina y el Caribe* (IAEA, 2021) abordando que em um teste com um material de diversas espessuras, a corrente deve ser reduzida proporcionalmente a espessura do material, no caso, o fantoma. Diferente dos valores de porcentagem trazidas no documento da IAEA (valor de tolerância menor ou igual a 10%), o valor de tolerância apresentada na IN 93 é de ≤ 20%. Embora isso não esteja claro na IN 93, é citado no *Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe* (IAEA, 2021) que para a realização do teste deve ser feita uma aquisição com um valor fixo de kVp utilizando

um fantoma com mais de uma espessura e então com os dados (corrente, mAs e CTDI) calcular e comparar a alteração relativa em cada transição de espessura.

## 7 FANTOMAS PARA CONTROLE DE QUALIDADE EM TOMOGRAFIA

Os documentos nacionais e internacionais que tratam alguns testes em TC indicam a utilização de um objeto que simule a atenuação de raios X de um corpo humano, esse objeto é comumente chamado de fantoma.

Existem diversos modelos de fantasmas e são definidos conforme o teste de CQ em questão. O modelo da fabricante *Sun Nuclear Corporation*, *CT ACR 464 Phantom* (Figura 19) por exemplo, possibilita a realização dos testes de posição e alinhamento, precisão no número CT, resolução de baixo contraste, uniformidade de número CT e alto contraste.

**Figura 19 – Ilustração do modelo *CT ACR 464 Phantom* da *Sun Nuclear Corporation***



**Fonte: Sun Nuclear Corporation, 2023**

Para o teste de modulação de corrente não há muitos modelos de fantasmas comerciais fabricados especificamente para esse teste. O *Mercury 4.0* da fabricante *Sun Nuclear Company* e o *CT ATCM Phantom (CCT228)* da fabricante *Phantom Laboratory*, são 2 fantasmas conhecidos no meio comercial.

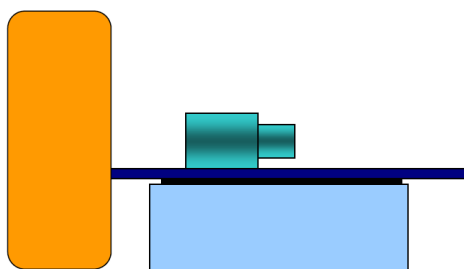
Ainda que seja possível a compra dos fantasmas para o teste de modulação da corrente, o valor não é facilmente acessível. O *Mercury 4.0* com as taxas de importação e frete tem um custo em torno de R\$ 105.000,00 (cotação de 2022). A recomendação dos órgãos internacionais e nacionais para a frequência de realização do teste de modulação da corrente é anualmente e após reparos no equipamento, o

que torna a aquisição do fantoma um investimento alto para um teste que é realizado com pouca frequência.

O teste da modulação da corrente abordado nos documentos relacionados ao CQ em TC apresentam a necessidade do fantoma para realização do teste, todavia não apresentam uma explicação clara e detalhada do porquê do material de fabricação e das dimensões especificadas para a construção do fantoma. De outra forma, seria fácil replicar um modelo que possibilitasse a realização do teste.

A revisão de 2011 do *Protocolo Español de Control de Calidad em Radiodiagnóstico* descreve que o teste de modulação de corrente discreta deve utilizar um fantoma com duas partes em sequência com tamanhos distintos, construídos em PMMA (acrílico), simulando a cabeça e corpo do paciente como mostra a Figura 20.

**Figura 20– Esquema do fantoma recomendado em teste de modulação da corrente**



**Fonte: SEFM; SEPR; SERAM, 2012**

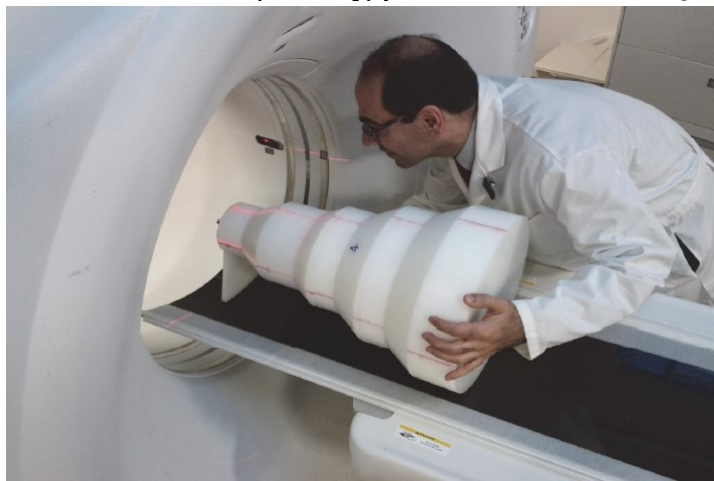
O *Task group 233 report* da AAPM (2019) recomenda um fantoma fabricado em material de diâmetro de água-equivalente com no mínimo duas seções com medidas fixas e distintas, como foi apresentado no capítulo anterior na Figura 18.

O conceito de diâmetro de água-equivalente é discorrido no *Task group nº 220 report* da AAPM – *Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT* publicado em 2014 e é definido como um objeto cilíndrico de material e diâmetro específicos que apresentam coeficiente de atenuação equivalente à água. Como há variações expressivas nos tamanhos de corpo, de pessoa para pessoa, bem como tamanhos diferentes das partes do corpo, há atenuações diferentes. Esse documento contém dados de dimensões de fantoma baseado no conceito de água-equivalente.

O *Task group 233 report* (AAPM, 2019) aborda um modelo de fantoma disponível comercialmente, que possibilita a realização do teste de modulação da

corrente, o *Mercury 4.0* da fabricante *Sun Nuclear Corporation*. Segundo a descrição do fantoma discorrido nesse documento se trata de um simulador fabricado em polietileno de 5 secções cilíndricas com diferentes diâmetros intercalado em reduções cônicas e retas (Figura 21).

**Figura 21 – Modelo de fantoma (Mercury) para análise da modulação da corrente**



**Fonte: AAPM, 2019**

Outro modelo disponível no mercado é o *ATCM Phantom (CCT229)*, da fabricante *Phantom Laboratory* Figura 22. Esse modelo de fantoma é específico para o teste da modulação da corrente e contém 3 partes em formatos elípticos. O material utilizado em sua fabricação não é especificado.

**Figura 22 – Ilustração do modelo de fantoma da *Phantom Laboratory* para modulação da corrente**



**Fonte: Phantom Laboratory, 2017**

O alto custo desses fantasmas é um fator que incentiva a pesquisa de modelos alternativos que possibilitem a realização do teste. Há alguns trabalhos realizados que apresentam alguns modelos criados.

O trabalho de Sookpeng, Martin e Gentle (2013) analisa alguns modelos de fantasmas que foram utilizados para teste da modulação da corrente, o qual apresenta características similares ao modelo Mercury já citado, sendo construído em polietileno com 3 secções elípticas sem atenuações cônicas, somente retas (Figura 23). Segundo Sookpeng, Martin e Gentle (2013) esse modelo de fantoma possui um projeto simples e de baixo custo se comparado aos modelos comerciais, e segundo os autores, o modelo desenvolvido permite realizar o teste de modulação da corrente com o modelo desenvolvido.

**Figura 23 – Modelo de fantoma “bolo de casamento” elíptico em polietileno**

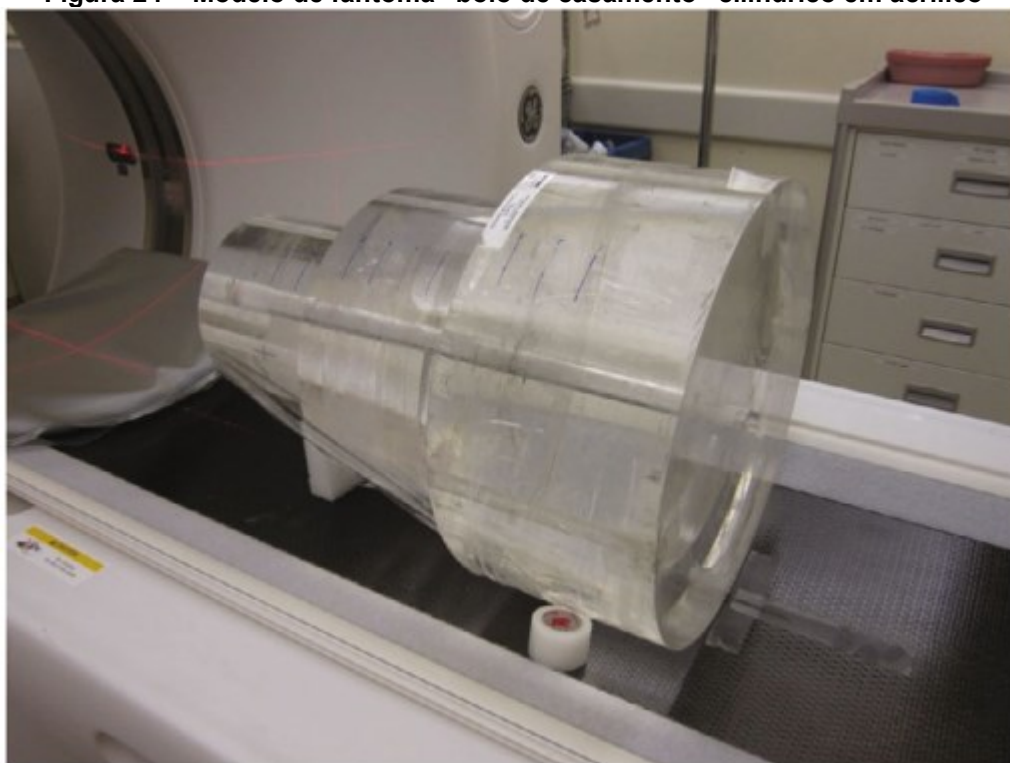


**Fonte: Sookpeng, Martin e Gentle(2013)**

Outro exemplo de fantoma desenvolvido é o descrito no trabalho de Matsubara *et al.* (2015), no qual apresenta o simulador em formato de “bolo de casamento”. O fantoma nesse trabalho possui formato cilíndrico com 3 dimensões distintas, fabricado em acrílico (Figura 24). Segundo o autor o fantoma citado é útil no que se refere a testes para sistema com CAE.



**Figura 24 – Modelo de fantoma “bolo de casamento” cilíndrico em acrílico**



**Fonte: Matsubara *et. al* (2015)**

Um método alternativo para o teste ATCM foi descrito por Papadakis *et al.* (2020), onde é utilizado um fantoma CTDI padrão. Embora a metodologia tenha se mostrada bem-sucedida na avaliação do desempenho do ATCM, o fantoma não atende às recomendações dos documentos citados, ponto essencial neste trabalho.

## 8 MATERIAIS E MÉTODOS

### 8.1 CONSTRUÇÃO DO FANTOMA

Tendo em vista o alto custo do fantoma comercial, e dada a importância do funcionamento correto da função da modulação da corrente nos tomógrafos, procurou-se nesse trabalho desenvolver um fantoma que permitisse sua utilização para a realização de testes de CQ para a modulação da corrente e ainda que apresentasse um custo acessível.

A construção do fantoma foi realizada visando atender às recomendações para o teste de modulação de corrente citadas nos documentos internacionais. Além disso, buscou-se um projeto acessível que resultasse em uma fácil produção e apresentasse um custo-benefício atrativo.

Na seleção do material de fabricação, cogitou-se o PMMA (acrílico) e o polietileno de alta densidade (PEAD), pois com base nos trabalhos e documentos já citados, verificou-se a possibilidade da realização dos testes com fantasmas fabricados em ambos os materiais. O polietileno e o acrílico possuem densidade, número atômico efetivo e coeficiente de atenuação linear mássico, próximos ao da água (Como é possível observar na tabela 2 e Figura 25, dados que devem ser considerados pois ao construir um fantoma para o teste em questão é necessário levar em consideração o conceito do diâmetro água-equivalente já abordado nesse trabalho.

**Tabela 2 – Dados de água, PMMA e Polietileno**

continua

Material	Energia (keV)	Z efetivo	Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	Coeficiente de atenuação mássico (cm <sup>2</sup> /g)	Coeficiente de atenuação energético (cm <sup>2</sup> /g)
ÁGUA	60	7,42	1	0,2059	0,03190
	80			0,1837	0,02597
	100			0,1707	0,02546
	120			0,1615	0,02625
PMMA	60	6,48	1,17	0,1924	0,02530
	80			0,1751	0,02302
	100			0,1641	0,02368
	120			0,1558	0,02483

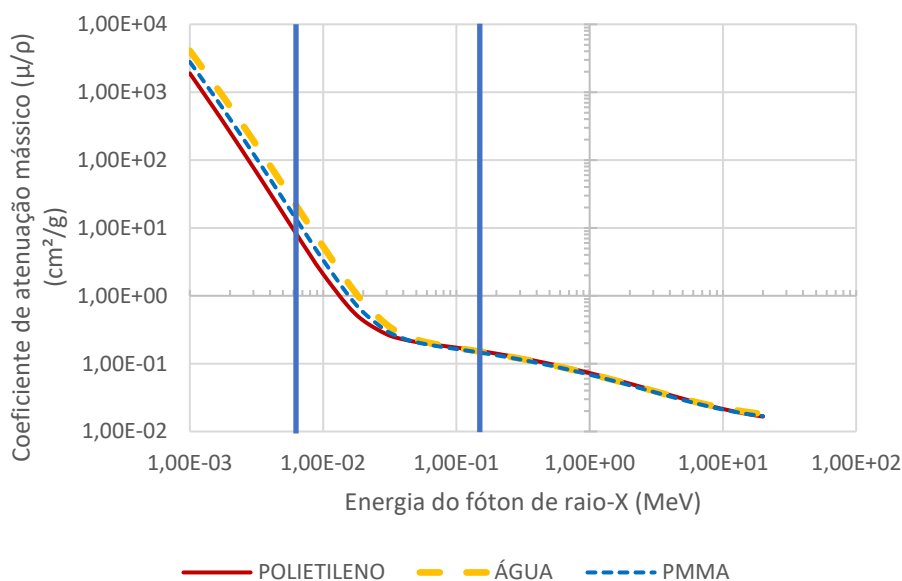
continuação

Material	Energia (keV)	Z efetivo	Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	Coefficiente de atenuação mássico (cm <sup>2</sup> /g)	Coefficiente de atenuação energético (cm <sup>2</sup> /g)
Polietileno	60	5,44	0,92	0,1974	0,02236
	80			0,1826	0,02265
	100			0,1722	0,02423
	120			0,1638	0,02628

Fonte: NIST, 2023

Na Figura 25 é possível observar o valor do coeficiente de atenuação mássico no intervalo concernente a energia da radiação utilizada nos exames de tomografia convencionais no intervalo entre as barras verticais azuis (aproximadamente 10 keV ~ 120 keV).

**Figura 25 - Coeficiente de atenuação linear mássico de tecido mole, polietileno e água.**



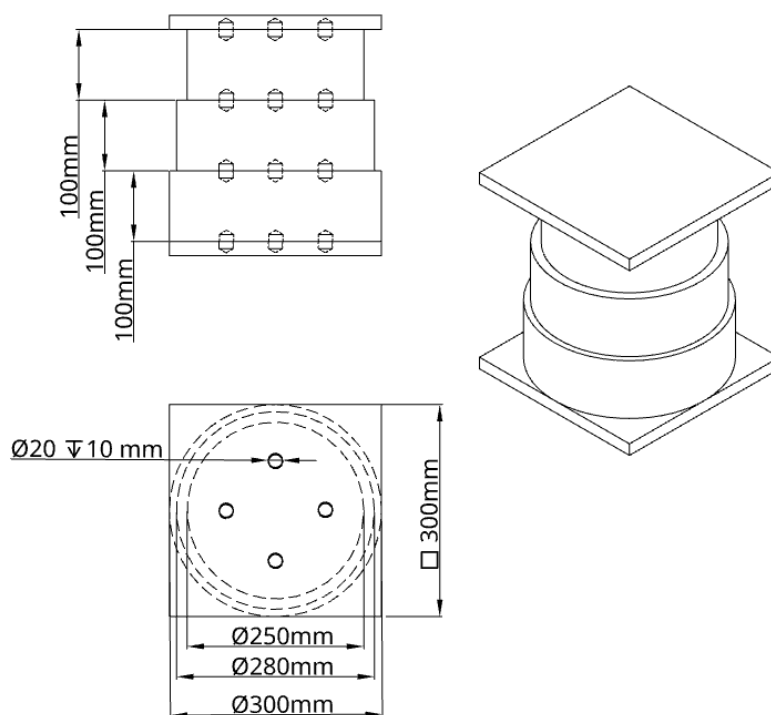
Fonte: NIST, 2023

Lembrando que um dos objetivos era produzir um fantoma com um custo apreciável, o valor foi um dos fatores determinantes na escolha do material. O acrílico possui um custo de material cerca de 3 vezes o do polietileno. Sendo assim, foi planejado a construção do simulador com o material de fabricação em polietileno de alta densidade (PEAD) que possui um valor de mercado menor que o acrílico (polimetilmetacrilato ou PMMA) além de ser encontrado com mais facilidade e em tarugos de diâmetros que atendessem o propósito dessa pesquisa (300mm). Isso permitiu a redução de custos associados, já que, de outra forma, torna-se necessário

a aquisição de serviços de plásticos extrudados a partir de moldes, que embora forneça uma peça inteira, tornaria a fabricação muito mais custosa.

O simulador foi construído em um formato de 3 seções cilíndricas com diâmetro de 300mm, 280mm e 250mm (denominados neste trabalho em parte L, M e S respectivamente). Placas quadradas de 300x300mm (do mesmo material) foram produzidas e acopladas nas extremidades para proporcionar uma posição estável quando posicionado horizontalmente. As dimensões foram escolhidas com base nos dados de diâmetros de água equivalente apresentada no *Task Group 220 report* (AAPM, 2014). O projeto de construção do fantoma é apresentado na Figura 26.

**Figura 26 – Projeto do fantoma desenvolvido**



**Fonte: Autoral**

O fantoma não é inteiriço, isto é, as placas quadradas e partes cilíndricas são desmontáveis, desta forma é possível realizar incrementos e substituições. Orifícios foram usinados nas partes do fantoma para que pinos de fixação fossem colocados a fim de manter todas as partes fixas.

## 8.2 REALIZAÇÃO DOS TESTES

Embora haja recomendações sobre a construção do fantoma para a análise da modulação da corrente em TC, pouco é citado sobre como deve ser realizado, quais parâmetros devem ser adotados, resultados esperados, ou ainda a maneira correta de analisar os resultados.

A referência encontrada que cita com certo detalhamento à cerca do procedimento a ser adotado no teste é o *Task Group 233 report* (AAPM, 2019) já aqui citado, ainda que, não forneça valores de referência para avaliar a função no tomógrafo. Algumas das recomendações de predefinições para o teste foram utilizadas quando permitida pelo software dos tomógrafos testados, como por exemplo o valor de *pitch*, tempo de rotação e tensão no tubo.

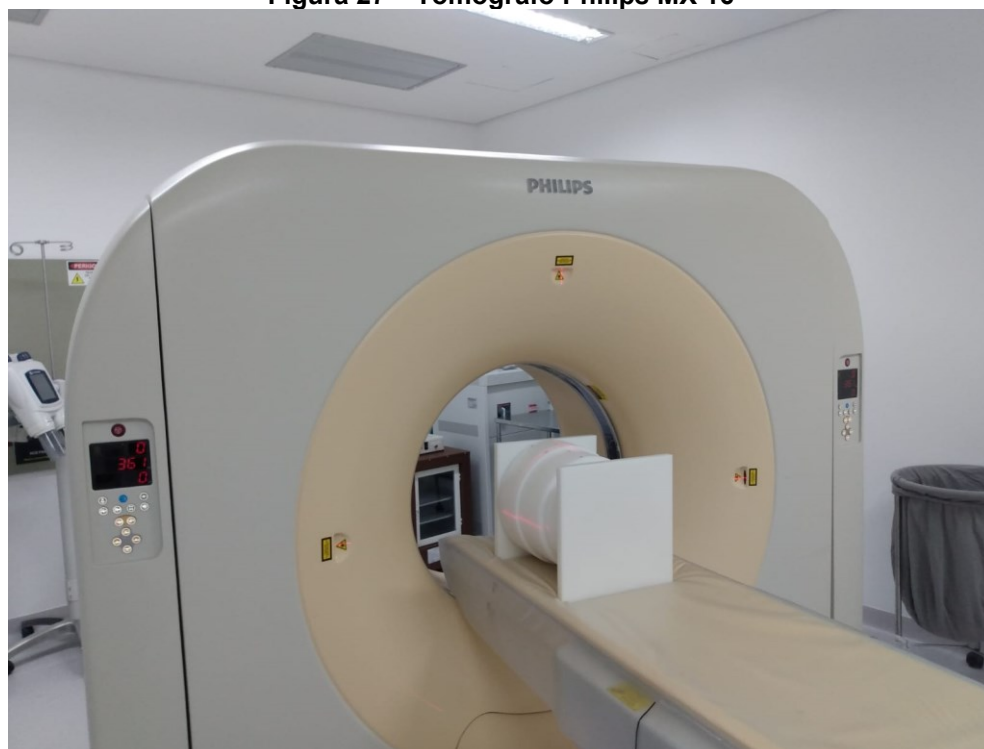
Esse trabalho procurou levantar o arcabouço específico para o teste de modulação da corrente, incluindo a análise dos resultados, apresentando uma metodologia, já que os documentos nacionais que deveriam estabelecer isso, a RDC 611 e a IN 93 publicada recentemente pela ANVISA, não apresentam ou descrevem qualquer informação sobre.

Os testes foram realizados na Unidade de Diagnóstico por Imagem (UDIM) do Complexo de Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná (CHC-UFPR) e no Hospital Pequeno Príncipe. Todos os testes foram realizados em conjunto e acompanhados pela equipe de física médica da UDIM e não envolveram pacientes ou dados dos mesmos.

O intuito do teste é avaliar a adaptação da modulação frente à alteração do tamanho do objeto examinado (fantoma/ paciente) para os casos de mudança discreta e/ou contínua na atenuação para determinado protocolo. É importante lembrar que nesse trabalho em função do formato cilíndrico do material, foi possível avaliar somente a função da modulação da corrente longitudinal (eixo z), e não a angular (eixo x-y).

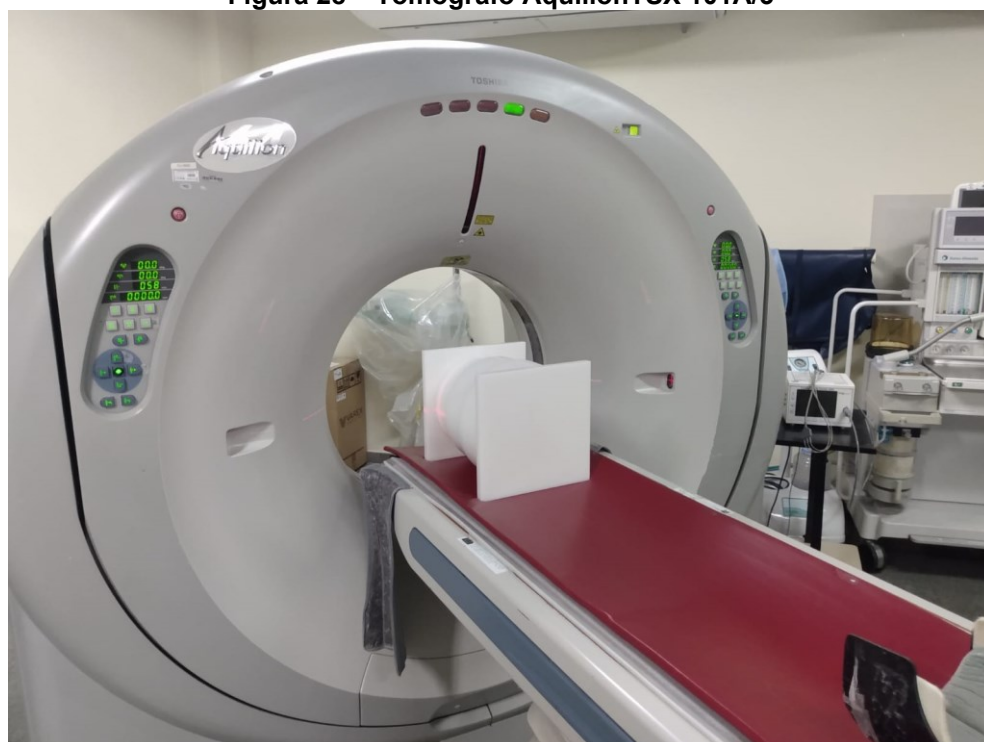
Os testes foram realizados em 3 tomógrafos distintos: o TOSHIBA Aquilion TSX-101A/3 (Figura 28) o Philips MX 16 (Figura 27) e o General Electric Revolution EVO (Figura 29).

**Figura 27 – Tomógrafo Philips MX 16**



**Fonte: Autoral**

**Figura 28 – Tomógrafo AquilionTSX 101A/3**



**Fonte: Autoral**

**Figura 29 – Tomógrafo General Eletric Revolution**



**Fonte: Autoral**

Cada tomógrafo possui seu próprio algoritmo e software que controla a função da modulação da corrente nos exames que são o Sure Exposure 3D (TOSHIBA) o Doseright (Philips) e o Smart mA (General Eletric). A tela do software de controle do tomógrafo TOSHIBA, no qual é possível alterar parâmetros é apresentada na Figura 30.

Em cada teste foi utilizado os protocolos de rotina para um exame de abdômen convencional, com os parâmetros pré-definidos pela configuração do fabricante de cada tomógrafo. Foram realizados 3 testes para cada tomógrafo e os parâmetros de aquisição de cada tomógrafo são apresentados na tabela 3.

**Tabela 3 – Parâmetros de aquisição de Imagem anterior ao teste**

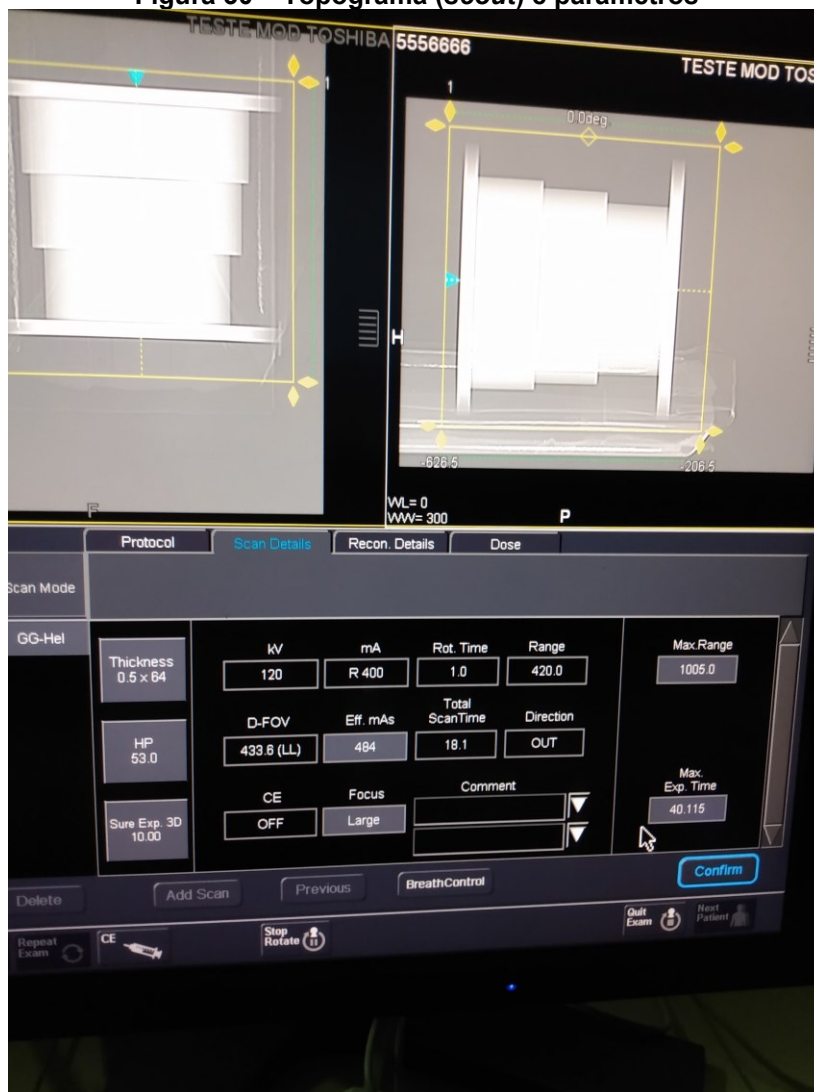
Parâmetros Definidos				
Tomógrafo	Tensão no tubo (kVp)	<i>Pitch</i>	Tempo de rotação (s)	Corrente máxima (mA)
TOSHIBA	120	1,0	1,0	400
Philips	120	1,51	0,66	400
GE	100	0,98	0,5	400

**Fonte: Autoral**

O fantoma foi posicionado horizontalmente na mesa com a parte de diâmetro maior voltado para o “gantry” e então centralizado com base nos lasers de posicionamento. Após o posicionamento o teste foi iniciado com a realização do

topograma (*scout*), que faz o reconhecimento do objeto e em seguida permite a seleção da região de varredura pelo software (Figura 30). Na seleção da região de varredura do fantoma foi selecionado somente as partes cilíndricas, isto é, excluindo do exame as partes de apoio.

**Figura 30 – Topograma (*scout*) e parâmetros**



Fonte: Autoral

Em função de alguns resultados inesperados no tomógrafo TOSHIBA, realizou-se testes adicionais os quais consistiram em alterar alguns parâmetros para verificar o impacto deles na modulação da corrente. Os parâmetros alterados para esses testes foram o tempo de rotação e os filtros de reconstrução de imagem. Foi realizado ainda testes adicionais utilizando um fantoma antropomórfico modelo Alderson Randon ART 300 (Figura 31).

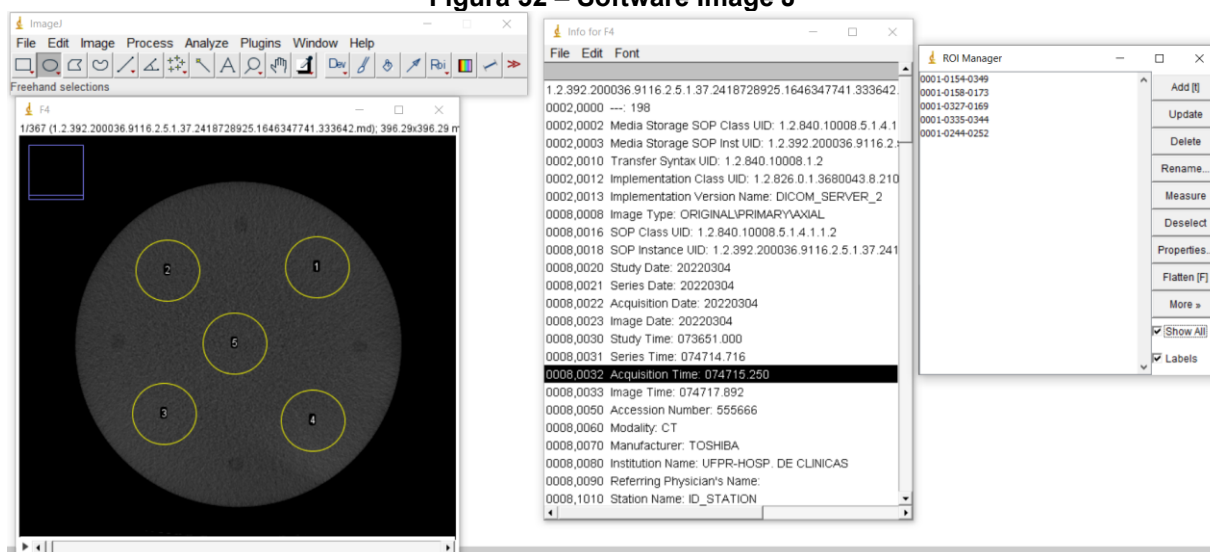


**Figura 31 – Fantoma antropomórfico Alderson Randon ART 300**

**Fonte: Autoral**

Com os testes realizados, os resultados foram enviados à UDIM em formato de arquivos digitais (formato DCM) e então disponibilizados para cópia. Esses arquivos que contém as imagens e informações do exame foram processados utilizando o software ImageJ (Figura 32), que permitiu a análise das imagens “fatia por fatia” e permite a obtenção das informações necessárias como corrente no tubo, tempo de exposição, produto corrente-tempo de exposição (mAs), posição, espessura da imagem e filtros utilizados. A obtenção dos dados numéricos da corrente no tubo bem como o produto corrente-tempo de exposição exigiu a utilização de um plugin específico para o *ImageJ*, o *Scan Header*, o qual fornece uma lista de dados específicos (corrente no tubo, por exemplo) de uma sequência de imagens do exame realizado. Desta forma, evita-se a coleta dos dados de imagem por imagem o que reduz o tempo de extração dos dados consideravelmente, já que alguns dos testes forneceram um número de imagens superior a 500.

Figura 32 – Software Image J



Fonte: Autoral

A elaboração da metodologia para o teste modulação da corrente foi baseada no descrito no *Task group 220 report* (AAPM, 2014) a respeito do protocolo no qual é recomendado à utilização de protocolo de abdômen sem contraste com os parâmetros pré-configurados pelo fabricante.

Outro documento também utilizado para a elaboração da metodologia foi o *Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnostico em America Latina y el Caribe* (IAEA, 2021) que aborda o valor de referência para o teste de modulação da corrente em sistemas com CAE para simulação com diferentes espessuras.

## 9 RESULTADOS E ANÁLISES

### 9.1 FANTOMA

O resultado da construção do fantoma é apresentado nas Figuras 33 e 34

**Figura 33 – Fantoma montado**



Fonte: Autoral

**Figura 34 – Fantoma desmontado**

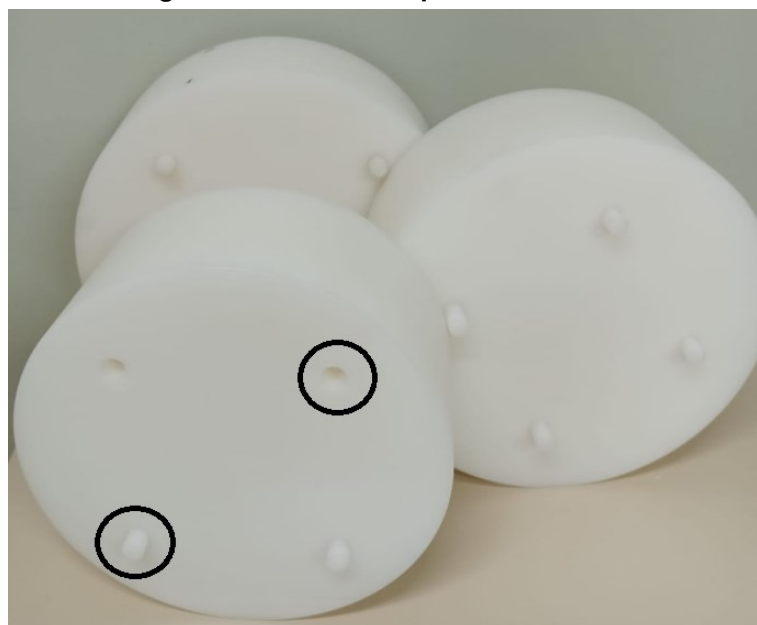


Fonte: Autoral

As 3 partes cilíndricas do fantoma foram adquiridas a partir de cortes de tarugos já disponíveis comercialmente, o que contribuiu para um custo total menor, já que não foi necessário a usinagem para atingir as dimensões desejadas. Diferente da parte cilíndrica, um formato cônico não é vendido comercialmente e, assim, é necessário o serviço de usinagem para obter o material nessa forma. O formato cônico permitiria a avaliação da modulação de corrente no modo contínuo, o que tornaria o teste mais completo, todavia, isso acrescenta expressivamente o custo total. O fantoma completo possui massa de 20,85 kg e sua produção totalizou aproximadamente R\$ 3000,00.

Os pinos de fixação foram fabricados no mesmo material para que ao ser posicionado nos orifícios usinados (Figura 35) não houvesse atenuação diferente do material do fantoma.

**Figura 35 – Orifícios e pinos do fantoma**



**Fonte: Autoral**

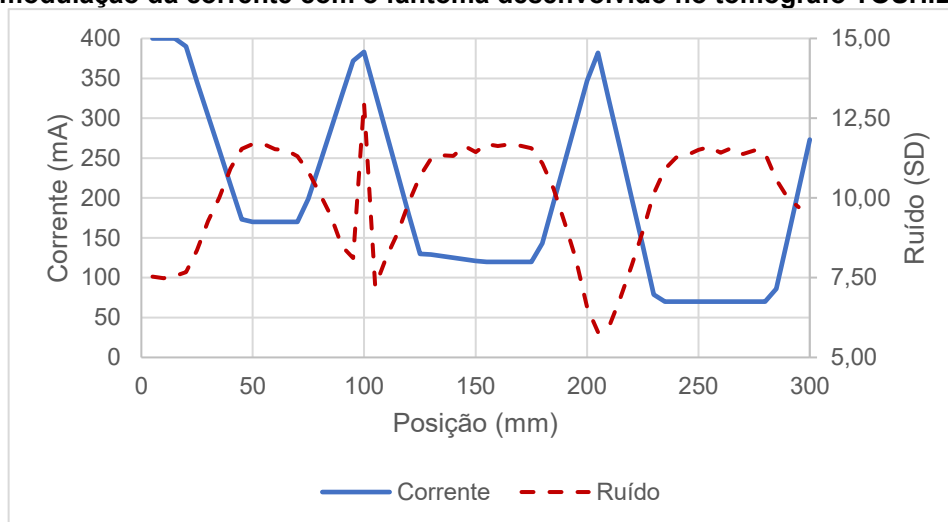
## 9.2 TESTES

### 9.2.1 Toshiba Aquilion TSX-101A/3 – Teste Principal

Os resultados estão dispostos com a varredura realizada em ordem decrescente do diâmetro das partes do fantoma. Cada 100mm no eixo das ordenadas observadas nos gráficos dos resultados corresponde a uma das 3 partes cilíndricas

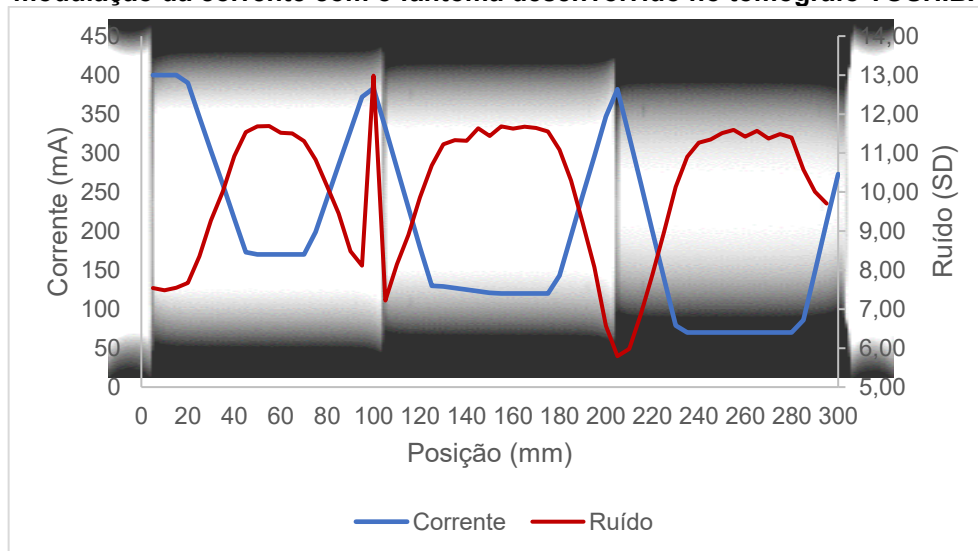
do fantoma já descritas como L, M e S. A Figura 36 contém os gráficos de ruído e corrente em função da posição resultante do teste. A Figura 37 apresenta a posição do fantoma (imagem de fundo) em cada aquisição.

**Figura 36– Gráfico da corrente no tubo e ruído em função da posição. Resultado do teste de modulação da corrente com o fantoma desenvolvido no tomógrafo TOSHIBA**



Fonte: Autoral

**Figura 37– Gráfico da corrente no tubo e ruído em função da posição. Resultado do teste de modulação da corrente com o fantoma desenvolvido no tomógrafo TOSHIBA**



Fonte: Autoral

Foi observado uma variação considerável da corrente com picos em alguns pontos ao longo da varredura com 3 intervalos de estabilidade, observados em 45-70mm, 125-175mm e 235-280mm. Comparando a posição dos picos de corrente observa-se que estes se situam sobre as regiões de transição de espessura do fantoma bem como no início e fim da varredura.

O ruído médio de toda a varredura foi de 10,05 e embora tenha apresentado variações ao longo da varredura, assume um padrão que se repete nas 3 regiões do fantoma, isso é possível de se observar nos intervalos de cada parte 0-100mm(L), 100-200mm(M) e 200-300mm(S), nos quais há um acréscimo do ruído, uma certa estabilidade e em seguida um decréscimo. O pico de ruído observado em 100mm é explicado pela imagem adquirida coincidir com um vão de ar entre as partes do fantoma o que resultou no aumento súbito no ruído.

Ao observar concomitantemente os gráficos de ruído e corrente observa-se uma relação de oposição, isto é, no intervalo no qual a corrente aumenta, o ruído diminui e o inverso também ocorre. Este fenômeno observado corrobora a teoria mencionada acerca da proporção direta entre qualidade de imagem (baixo ruído) e maior quantidade de fótons produzidos (maior dose). Como já citado, o ruído é dado pelo desvio padrão da intensidade dos pixels em uma ROI (equação 22), logo, um número maior de fótons atenuados e detectados, resulta em mais “informações” por pixel (maior intensidade) e conseqüentemente um valor de desvio padrão menor. Mais fótons atenuados resultam em uma maior deposição de energia no paciente resultando em uma dose maior. Os dados médios de ruído e corrente nas 3 partes do fantoma estão dispostos na tabela 4.

**Tabela 4 – Resultados de corrente e ruído médio por região do fantoma**

<b>Região do fantoma</b>	<b>Corrente média (mA)</b>	<b>Ruído</b>
L	277,4 ± 93,5	9,9 ± 1,7
M	180,1 ± 79,0	10,3 ± 1,7
S	140,0 ± 99,5	10,0 ± 2,0

**Fonte: Autoral**

Analisando os dados da corrente média na Tabela 4 observa-se coeficientes de variação bem expressivos que assumem valores de 33% em L (93,5), 44% em M (79,0) e 71% (99,5) em S. Isto corresponde a uma dispersão de dados elevada proveniente das elevações e quedas de corrente ao longo da varredura. O coeficiente de variação é obtido a partir da razão entre o desvio padrão e a média, multiplicado por 100% e informa a medida de dispersão de dados. Quanto mais heterogêneo o conjunto de dados, maior será o coeficiente de variação. O intervalo de modulação de corrente em cada transição foi de 55mm e 60mm para as transições L-M e M-S respectivamente.

Se considerarmos o intervalo de estabilidade de corrente nas 3 partes do fantoma verifica-se que a corrente média é 39%, 33% e 50% maior que o valor da corrente nessas regiões estáveis em L, M e S respectivamente.

O ruído médio em cada região do fantoma não apresentou variação significativa com relação ao valor médio, observado também nos dados de corrente. Os coeficientes de variação obtidos em cada parte do fantoma foram 17%, 16% e 20% para as regiões L, M e S, respectivamente. Tais valores correspondentes as dispersões corroboram o visto no padrão do gráfico de ruído da Figura 36.

A partir dos dados é possível avaliar a condição da função de modulação da corrente comparando com o valor de referência nacional contido na IN 93 de 27 de maio de 2021, na qual contém o valor de tolerância de até 20% para modulação da corrente para diferentes espessuras. Isto é, a redução de corrente percentual deve apresentar uma diferença máxima de 20% da porcentagem de redução do tamanho do fantoma. Os dados de redução proporcional de corrente e de tamanho do fantoma são apresentados na tabela 5.

É possível observar na tabela 5 que as diferenças entre a redução percentual de tamanho e corrente média nas transições M-S e L-S apresenta valores dentro do limite estipulado pela IN 93 (20%). Na transição L-M a diferença entre os valores de redução percentual ultrapassou os 20%.

**Tabela 5 – Resultados de redução proporcional de corrente e tamanho entre regiões do fantoma**

<b>Transição</b>	<b>Redução de tamanho</b>	<b>Redução da corrente média</b>
L-M	13%	35%
L-S	31%	50%
M-S	20%	22%

**Fonte: Autoral**

Resolveu-se investigar a causa das elevações e quedas de corrente (picos) apresentadas nos resultados do teste principal.

### 9.2.2 Toshiba Aquilion TSX-101A/3 – Teste de Filtro de Reconstrução

Ao realizar algumas aquisições com alteração de parâmetros, observou-se que a mudança dos filtros de reconstrução de imagem alterava o padrão da modulação da corrente e ruído ao longo da varredura. A partir disso foram realizados testes com alteração de filtros de reconstrução discriminados em F7 (Filtro FC19) F9 (Filtro FC13), F12 (Filtro FC09) e F14 (Filtro FC01). O protocolo utilizado nesse teste

foi o de abdômen com os parâmetros do fabricante sendo os valores de tempo de rotação e o filtro alterados dispostos na tabela 6. Os resultados de ruído e modulação da corrente estão dispostos nos gráficos da Figura 38 e 39.

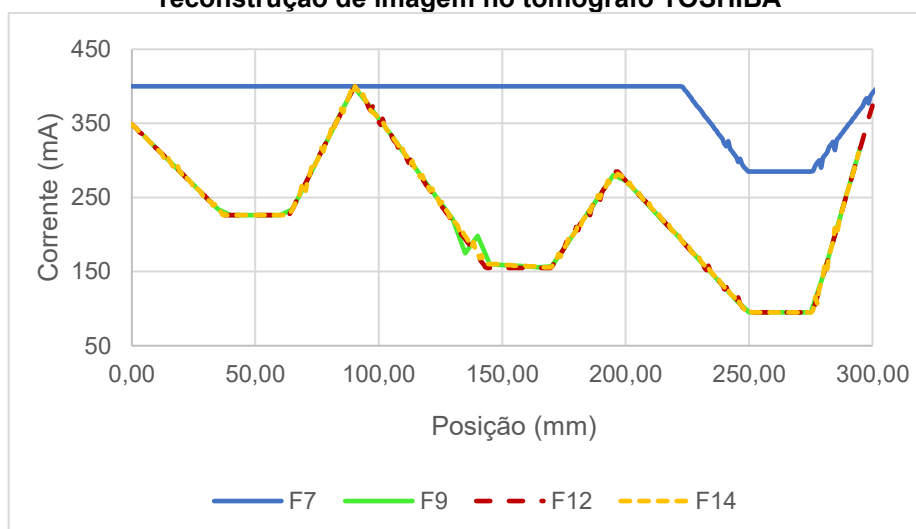
**Tabela 6 – Especificação de filtros utilizados e ruído obtidos por teste**

Teste	Ruído médio	Filtro de Reconstrução	Tempo de rotação (s)
F7	12,4	FC19	0,75
F9	11,2	FC13	0,75
F12	18,3	FC09	0,75
F14	7,0	FC01	0,75

Fonte: Autoral

A corrente máxima pré-estabelecida no protocolo foi 400 mA, valor observado na região estável da corrente do teste F7 (filtro FC19) no intervalo entre 0 e 220mm, cerca de 73% da extensão total do fantoma. Após a transição de M para S observa-se a redução da corrente e uma estabilidade da mesma no intervalo entre 251 mm e 275 mm da Figura 38.

**Figura 38 - Gráfico da corrente em função da posição. Resultados do teste de filtro de reconstrução de imagem no tomógrafo TOSHIBA**



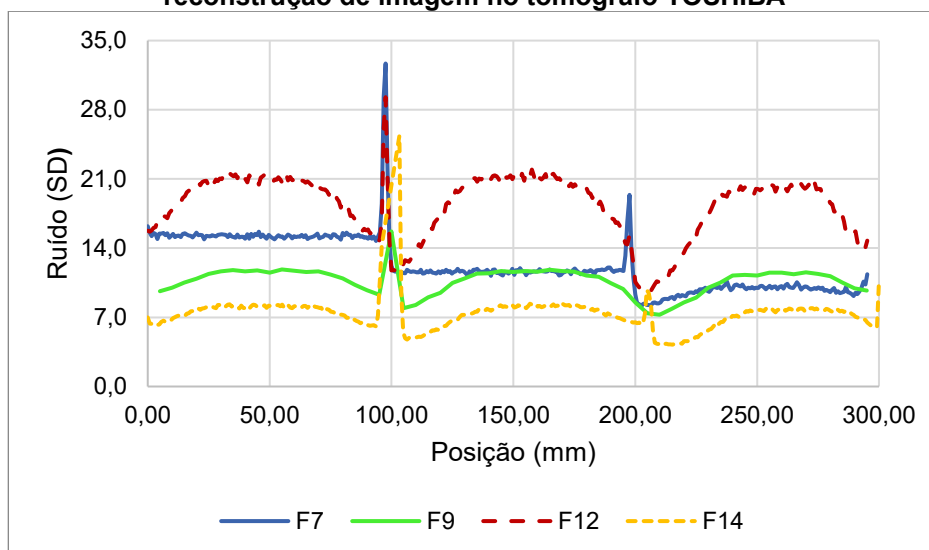
Fonte: Autoral

É nítido a semelhança dos valores de corrente nos resultados dos testes F9, F12 e F14 ao longo de toda a varredura. A mudança dos filtros embora tenha apresentado uma corrente levemente menor ao longo da varredura, quando comparado ao resultado do teste principal, apresentou o mesmo padrão de picos de corrente.

Os valores de ruído médio dos resultados de cada teste bem como os valores de corrente, dispostos na tabela 6, apresentaram diferenças notáveis (Figura 38 e 39).



**Figura 39 - Gráfico do ruído em função da posição. Resultados do teste de filtro de reconstrução de imagem no tomógrafo TOSHIBA**



Fonte: Autoral

Padrões similares do ruído podem ser observados nos testes F9, F14 e F12, embora este último apresente um valor médio e uma oscilação de ruído expressivamente maior. O gráfico do teste F7 apresentou decréscimo do valor de ruído em cada transição de espessura do fantoma, diferente dos demais resultados. Geralmente quando há redução de corrente, há um aumento no ruído da imagem o que não é observado nos resultados desse teste.

Os picos de ruído observado em todos os testes são resultados da medida do ruído de ar no vão entre as partes do fantoma.

O filtro/kernel de reconstrução tem a função de modificar a projeção a fim de deixá-la mais nítida (SEERAM, 2015). O manual do tomógrafo em questão apresenta diversos filtros de reconstrução indicando a utilização específica para cada protocolo, por exemplo, os filtros de reconstrução de FC01 a FC19 são indicados para protocolo de abdômen enquanto o FC20 para cérebro. Embora haja mudança nos resultados com a alteração do filtro de reconstrução, estes não alteram diretamente o valor da corrente e ruído pois atuam somente depois do processo de emissão de raios X.

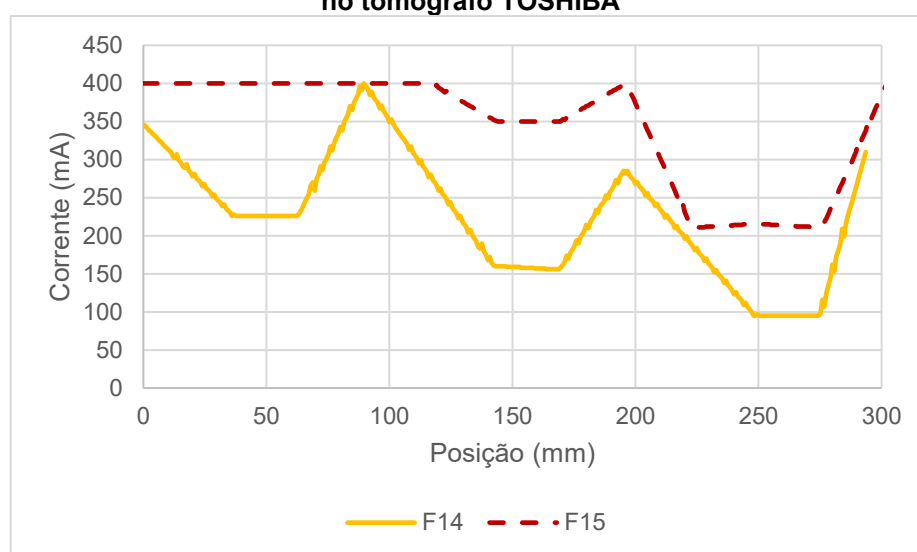
### 9.2.3 Toshiba Aquilion TSX-101A/3 – teste de tempo de rotação

Outro parâmetro alterado para investigar a variação da corrente foi o tempo de rotação. Os testes foram realizados com tempos de rotação de 0,5s (teste F15) e

0,75s (teste F14) utilizando o protocolo de abdômen sem contraste com os demais parâmetros fixados conforme o teste principal.

Obteve-se padrões diferentes nos valores de corrente nos resultados dos 2 testes, como é possível observar no gráfico da Figura 40. O teste F15 apesar de apresentar uma menor oscilação, ao longo de toda a varredura manteve uma corrente maior que o teste F14. Os valores de comparação entre a corrente apresentada nos dois testes estão dispostos na tabela 7. O teste F15 apresentou valores de corrente máxima, previamente fixada em 400mA, durante 39% da extensão da varredura.

**Figura 40 - Gráfico do ruído em função da posição. Resultados do teste de tempo de rotação no tomógrafo TOSHIBA**



Fonte: Autoral

**Tabela 7 – Comparação entre os testes F14 e F15 da corrente e ruído médios em cada região do fantoma**

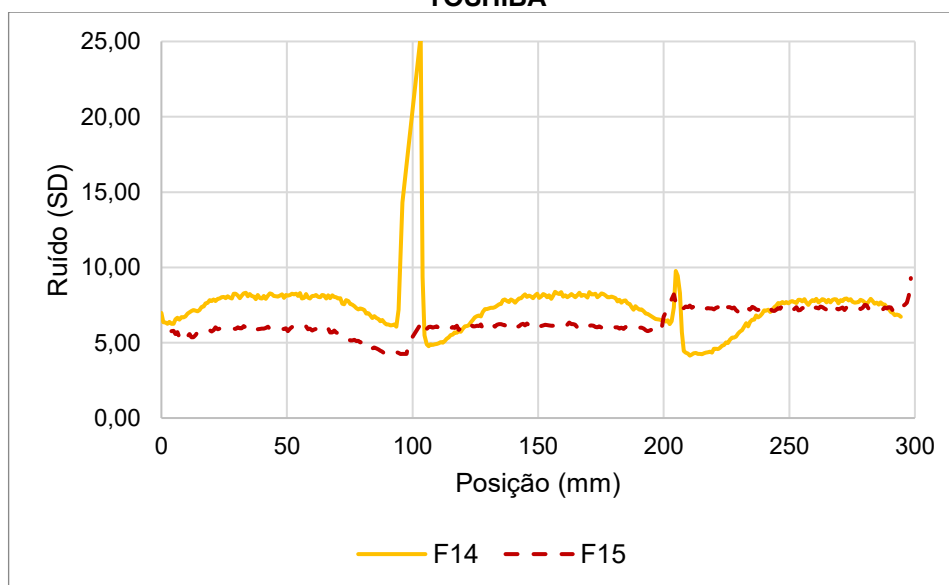
Região do fantoma	Razão de Corrente média (mA) entre F14 e F15	Razão de Ruído médio (SD) entre F14 e F15
L	72%	122%
M	60%	119%
S	63%	105%

Fonte: Autoral

Mesmo apresentado regiões onde a corrente se manteve estável, ainda foi observado picos de corrente nas regiões de transição em ambos os testes. É possível observar menor oscilação no teste F15, todavia como já descrito, a corrente assumiu valores máximos delimitados no protocolo durante uma parte considerável da varredura enquanto o teste F14 apresentou correntes médias 28%, 40% e 37% menores em relação as medidas no teste F15 nas partes L, M e S respectivamente.

Os valores de ruído também apresentaram diferenças significativas (Figura 41). É possível observar no teste F14, um padrão no ruído para cada parte do fantoma, o qual parece tentar manter um valor constante enquanto no teste F15 em cada transição (L-M e M-S) observa-se um acréscimo no ruído.

**Figura 41 - Gráfico do ruído em função da posição. Resultados do teste de ruído no tomógrafo TOSHIBA**

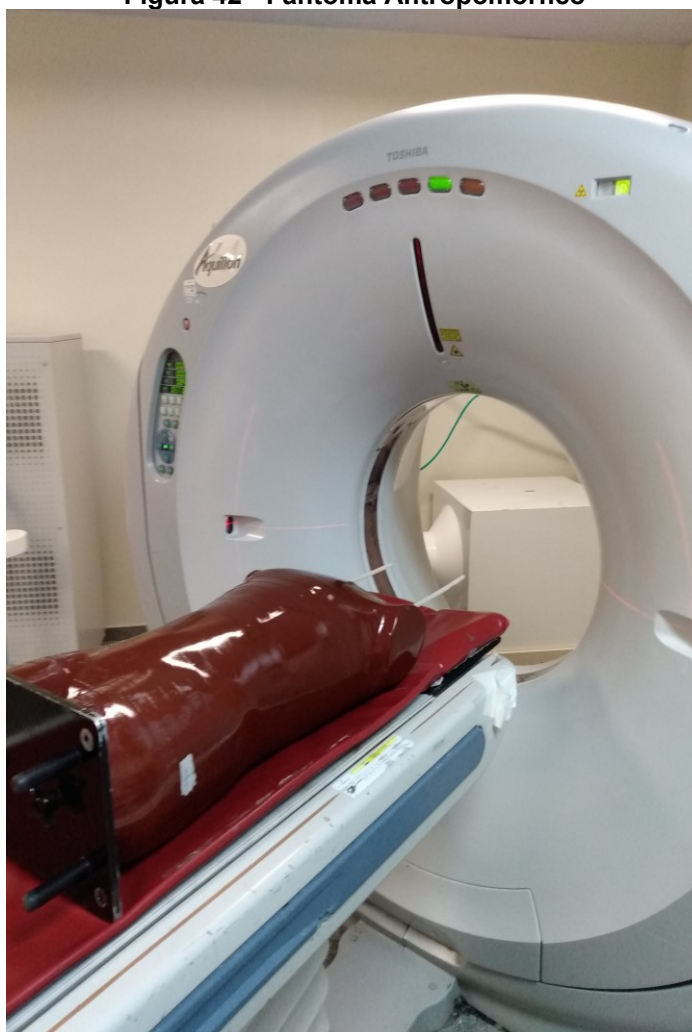


Fonte: Autoral

Embora o teste F15 não tenha apresentado oscilações expressivas como visto no teste F14, houve um acréscimo percentual de 33% no valor do ruído ao longo da aquisição enquanto o teste F14 apresentou aumento de 15%.

#### 9.2.4 Toshiba Aquilion TSX-101A/3 – Teste com Fantoma Antropomórfico

Visto que os picos de corrente (Figura 36) ocorrem na posição onde há transição no tamanho do fantoma e a redução da espessura se dá de forma abrupta, foi realizado um teste com o mesmo protocolo utilizando um simulador antropomórfico (Figura 42) por considerar que a causa dos picos pudesse ser a mudança repentina do tamanho. O fantoma antropomórfico que possui medidas similares a de um corpo humano possui variações tênues o que permitiria a avaliação da modulação da corrente em uma varredura em partes com variações contínuas no tamanho.

**Figura 42 - Fantoma Antropomórfico**

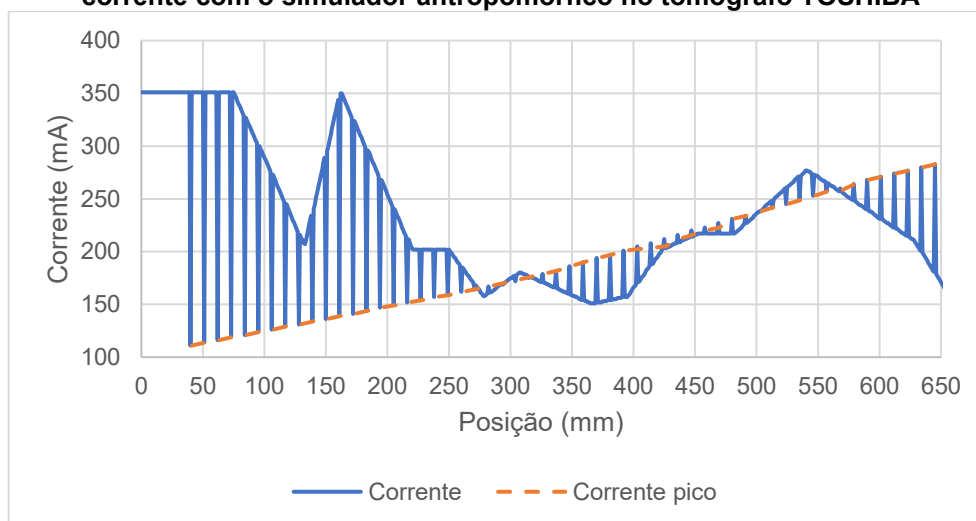
**Fonte: Autoral**

O objetivo era verificar se a causa dos picos se dava em função da variação repentina do tamanho do objeto. O gráfico da corrente em função da posição do teste com o simulador antropomórfico é apresentado na Figura 43.

O resultado do teste utilizando o fantoma antropomórfico apresentou picos de corrente similares ao resultado do teste principal. Os picos são observados nas posições 165mm, 309mm e 544mm na Figura 43.

Picos de corrente mais estreitos também foram observados ao longo de toda a varredura. Foi possível observar um certo padrão nos valores de picos de corrente. Ao organizar esses valores obteve-se uma curva crescente constante, similar a uma reta. Essa reta é apresentada na Figura 43 como corrente de pico.

**Figura 43 - Gráfico da corrente em função da posição. Resultado do teste de modulação da corrente com o simulador antropomórfico no tomógrafo TOSHIBA**

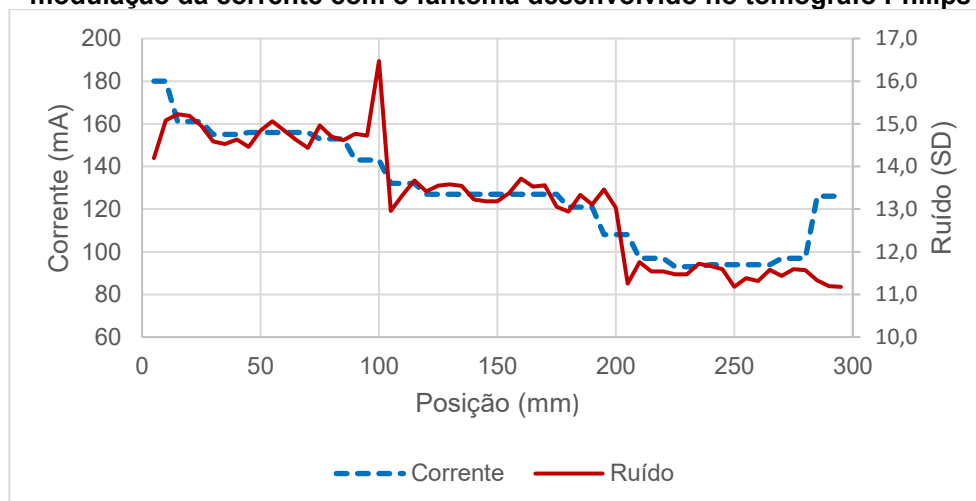


Fonte: Autoral

### 9.2.5 Philips MX 16

A versão do software de operação do tomógrafo Philips apresenta funções mais limitadas com relação a quantidade de parâmetros alteráveis, todavia, isso não interferiu nos resultados, os quais estão dispostos no gráfico da Figura 44 e na tabela 8.

**Figura 44 – Gráfico da corrente no tubo e ruído em função da posição. Resultado do teste de modulação da corrente com o fantoma desenvolvido no tomógrafo Philips**



Fonte: Autoral

**Tabela 8 – Resultados de corrente e ruído médio por região do fantoma**

Região do fantoma	Corrente média (mA)	Ruído
L	167,4 ± 9,6	14,9 ± 0,7
M	125,0 ± 6,6	13,4 ± 0,2
S	100,6 ± 11,8	11,5 ± 0,2

Fonte: Autoral

É possível observar na Figura 44 um padrão de decréscimo da corrente para cada transição do fantoma, formando regiões estáveis de corrente bem definidas. Os valores de corrente no início e fim da varredura são explicados pela presença das placas de apoio. Não houve variação de corrente relevante ao considerar uma única região do fantoma e a modulação em cada uma das transições ocorreu em um intervalo aproximado de 40 mm.

A corrente nos intervalos de estabilidade nas 3 partes do fantoma apresentam um valor 7% e 6% menores e 2 % maior que o valor da corrente média em L, S e M respectivamente. Uma diferença pequena se comparado com os resultados do teste com o tomógrafo TOSHIBA.

O ruído apresentou comportamento similar ao da corrente no que se refere a variação. Com base na posição da varredura, o decréscimo da corrente coincide com o decréscimo do ruído, o oposto encontrado no teste da TOSHIBA.

A redução da corrente corresponde a uma redução no número de fótons produzidos e logicamente menos fótons são detectados. Isto resulta em uma intensidade de pixel menor na imagem produzida e um aumento no ruído. A redução do ruído coincidindo com a redução do tamanho do fantoma pode ser explicada já que a corrente reduz excessivamente, ou seja, proporcionalmente mais do que a redução do tamanho.

O pico observado na posição de 100 mm se deve ao vão de ar que foi escaneado na fatia da imagem. É possível observar as regiões que apresentam certa estabilidade de ruído, as quais coincidem claramente sobre as 3 regiões do fantoma.

Analisando os dados dos resultados, é possível verificar numericamente a baixa variação da corrente e ruído em cada região do fantoma. Os valores de coeficiente de variação de corrente média obtidas foram de 3,5%, 5,2%, e 11,7%, nas regiões L, M e S respectivamente. Para o ruído os valores de coeficiente de variação encontrados nas regiões L, M e S foram de 5%, 1,7%, e 1,5%, respectivamente.

As diferenças entre os valores proporcionais de redução de corrente e tamanho em todas as transições mostraram uma diferença além do limite de 20% contido na IN 93 (tabela 9). Os valores apontam para uma modulação além do requerido que não coincide com um aumento de ruído.

**Tabela 9 – Resultados de redução proporcional de corrente e tamanho entre regiões do fantoma**

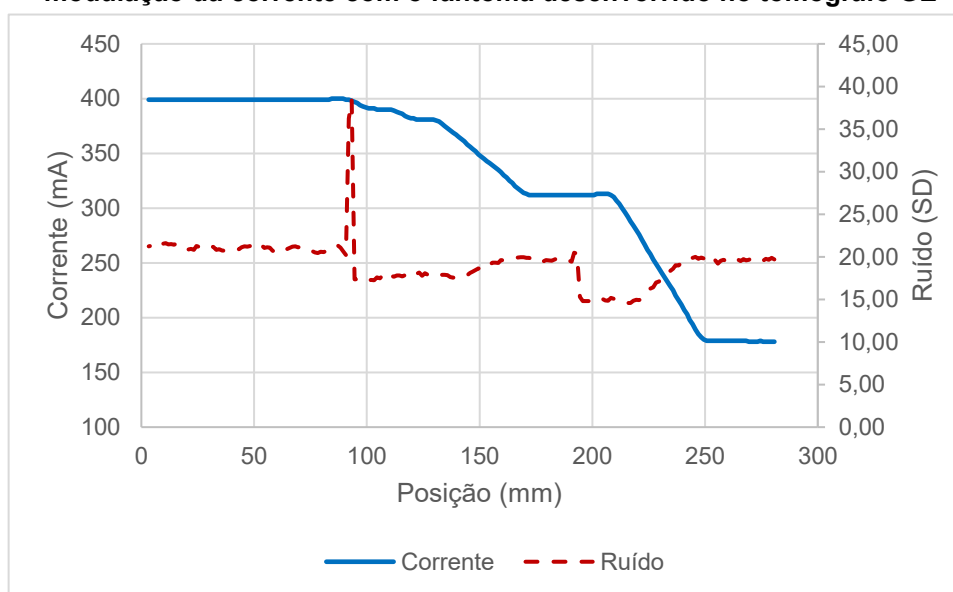
Transição	Redução de tamanho	Redução da corrente média
L-M	13%	25,4%
L-S	31%	25,2%
M-S	20%	19,5%

Fonte: Autoral

### 9.2.6 General Eletrics Revolution EVO

Os resultados dos testes no tomógrafo da fabricante GE apresentaram uma modulação da corrente nítida com variações no ruído. Tais resultados estão dispostos na tabela 10 e no gráfico da Figura 45.

**Figura 45 – Gráfico da corrente no tubo e ruído em função da posição. Resultado do teste de modulação da corrente com o fantoma desenvolvido no tomógrafo GE**



Fonte: Autoral

**Tabela 10 – Resultados de corrente e ruído médio por região do fantoma**

Região do fantoma	Corrente média (mA)	Ruído
L	398,8 ± 1,3	21,2 ± 2,1
M	373,4 ± 31,6	18,3 ± 1,3
S	226,9 ± 52,1	17,9 ± 2,8

Fonte: Autoral

Há um padrão de corrente nitidamente constante na primeira região do fantoma (Figura 45, intervalo 0-100mm) seguido de um decréscimo que ocupa um intervalo de 85mm até estabilizar novamente na região M. Após a última transição (M-

S) a corrente sofre uma queda em um intervalo de 45mm e em seguida se estabiliza novamente.

É possível verificar a modulação da corrente com os intervalos de estabilidade sobre cada região do fantoma nas quais apresentam coeficientes de variação de 0,3%, 8,5%, e 23% nas regiões L, M e S respectivamente. O baixo decréscimo da corrente média na primeira transição (L-M) é explicado pelo longo intervalo da modulação ocorrido entre 100-172mm da varredura.

A corrente nos intervalos de estabilidade nas 3 partes do fantoma apresentam um valor 0%, 16% e 21 % menores que o valor da corrente média em L, M e S respectivamente. Uma variação maior que a encontrada no tomógrafo Philips e consideravelmente menor que no tomógrafo TOSHIBA.

Um pico de ruído é observado em 93mm, o qual é explicado pelo vão de ar coincidente na imagem adquirida. É possível verificar no gráfico da Figura 45 que o ruído apresentou um decréscimo na primeira transição e uma variação inesperada na região S, apresentando uma queda, uma região estável e então um acréscimo. Não houve variação expressiva do ruído médio em cada região do fantoma o que é visto na tabela 10. Os coeficientes de variação do ruído obtidos nas regiões L, M e S, foram 10,0%, 7,1% e 15,7% respectivamente.

Ao avaliar os valores de redução de corrente e redução de tamanho proporcionais contidos na tabela 11, é possível verificar que em nenhuma das 3 transições se observou valores com diferenças maiores que 20% o que obedece ao limite estipulado pela IN 93.

**Tabela 11 – Resultados de redução proporcional de corrente e tamanho entre regiões do fantoma**

Transição	Redução de tamanho	Redução da corrente média
L-M	13%	13%
L-S	31%	43%
M-S	20%	35%

**Fonte: Autoral**

### 9.3 DISCUSSÃO GERAL

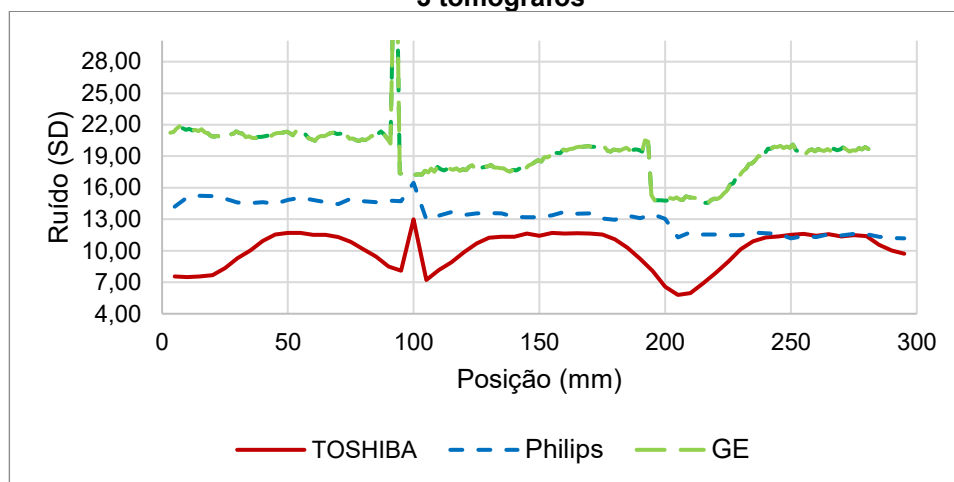
Ao analisar concomitantemente os dados de ruído e modulação da corrente em cada tomógrafo, ficam evidentes as diferenças entre eles. É possível observar que dentre os três fabricantes, o GE apresentou o maior valor de ruído. A tensão no tubo



reduzida (100kVp enquanto TOSHIBA e Philips utilizou-se 120kVp) combinado com os valores de corrente menores pode ser uma possível causa.

Comparando os resultados do TOSHIBA com o tomógrafo Philips percebe-se um ruído maior para o Philips mesmo apresentando uma variação maior em cada parte do fantoma conforme já discutido.

**Figura 46 – Ruído em função da posição, resultantes dos testes de modulação da corrente dos 3 tomógrafos**



Fonte: Autoral

É possível observar uma tentativa de manter o ruído estável ao longo de cada parte do fantoma nos tomógrafos das fabricantes GE e TOSHIBA o que não ocorre com o tomógrafo Philips que apresenta um decréscimo durante o exame. Essa tentativa de manter o ruído constante no exame faz com que outros parâmetros sejam ajustados, resultando em uma modulação diferente como é possível observar na Figura 47.

No final de cada exame foi fornecido junto com os dados das imagens os valores do produto corrente-tempo de exposição e o  $CTDI_{vol}$ , que estão dispostos na tabela 12 e 13 respectivamente.

**Tabela 12 – Resultados de corrente e ruído médio por região do fantoma**

Tomógrafo	mAs
TOSHIBA	12286
GE	36872
Philips	4978

Fonte: Autoral

Ao comparar o produto corrente-tempo (mAs) dos tomógrafos TOSHIBA e Philips, que possuem protocolo para finalidades iguais (exames convencionais de pacientes adultos) observa-se um valor 60% maior para o TOSHIBA (Tabela 12), possivelmente em função dos longos picos de variação de corrente nas transições.

**Tabela 13 – Resultados de corrente e ruído médio por região do fantoma**

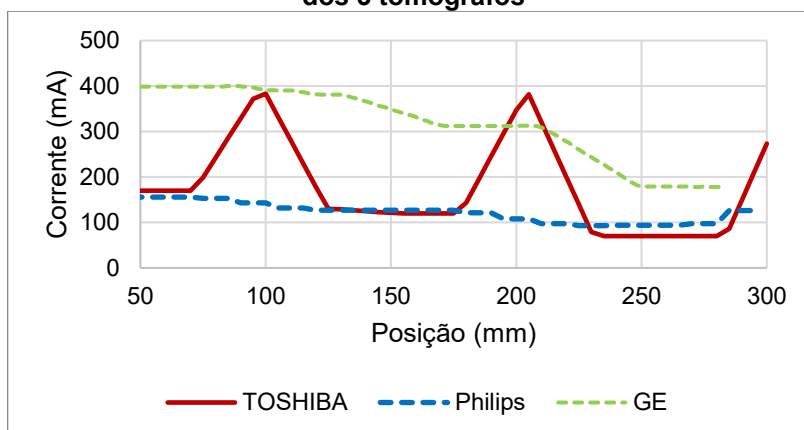
<b>Tomógrafo</b>	<b>CTDI<sub>vol</sub> (mGy)</b>
GE	8,93
Philips	5,51
TOSHIBA	30,4

**Fonte: Autoral**

O tomógrafo da fabricante GE pertence a um hospital pediátrico que possui protocolos configurados para assegurar uma dose reduzida por envolver pacientes menores e, mesmo assim, apresenta uma corrente elevada. Vale lembrar que a tensão no tubo do protocolo utilizado foi de 100 kVp o que influencia na energia dos fótons, desta forma, mesmo com um produto corrente-tempo de rotação de 3 e 7 vezes maior que o tomógrafo TOSHIBA e Philips, respectivamente, apresentou um CTDI<sub>vol</sub> 6 vezes menor que o tomógrafo TOSHIBA e cerca de 60% maior que o tomógrafo Philips, lembrando que tinham uma tensão no tubo pré-configurada de 120kVp. Observa-se um valor de CTDI expressivamente maior no TOSHIBA comparado ao Philips, possivelmente pelos longos picos de corrente.

Como é possível observar na Figura 47 a corrente modulada pelo tomógrafo TOSHIBA foi a que apresentou variações inesperadas ao longo do exame, justamente nas transições de tamanho do fantoma. Segundo o que foi descrito no capítulo 5, a MC faz variar a corrente a partir do tamanho/atenuação do objeto, sendo assim, o esperado era uma redução da corrente com a redução do tamanho do fantoma como é observado nos testes dos tomógrafos Philips e GE (Figura 47), os quais reduzem a corrente nos pontos de transição de tamanho do fantoma sem aumentos ou picos.

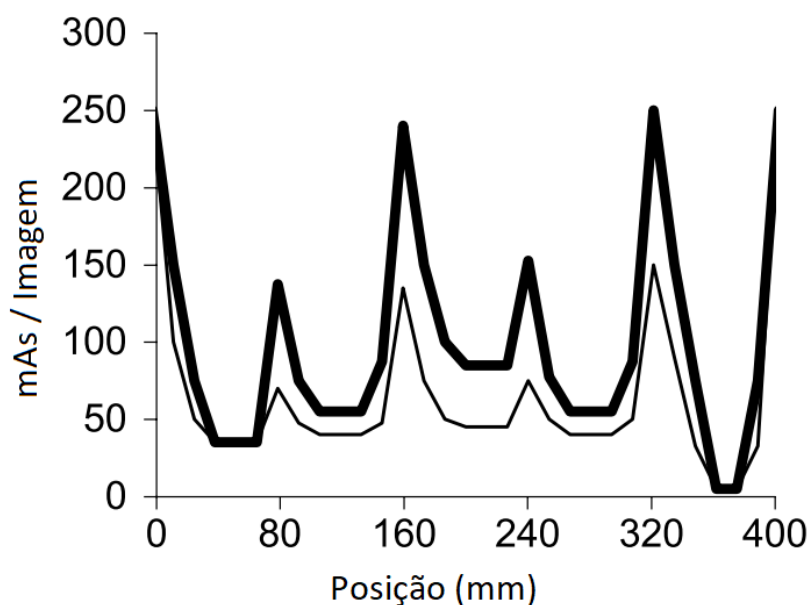
**Figura 47 – Corrente em função da posição, resultantes dos testes de modulação da corrente dos 3 tomógrafos**



Fonte: Autoral

Os picos de corrente do tomógrafo TOSHIBA diminuem a eficácia da modulação da corrente já que acabam produzindo mais fótons e aumentando a dose como é visto no  $CTDI_{vol}$  da tabela 13. Esses resultados já foram encontrados por Sookpeng, Martin e Gentle (2013) conforme é apresentado na Figura 48.

**Figura 48 – Gráfico do produto corrente-tempo de exposição em função da posição**



Fonte: Sookpeng, Martin, Gentle, 2013

O fantoma utilizado nesse trabalho consistia de um fantoma com 5 módulos elípticos e os picos estão localizados sobre as regiões de transição de um módulo para outro.

#### 9.4 PROPOSTA DE METODOLOGIA PARA TESTE DE CQ DA MODULAÇÃO DA CORRENTE

No que se refere a metodologia definida, os testes, combinado com as referências serviram de base para definir um procedimento padrão para o teste de CQ da modulação da corrente.

Como já visto, cada tomógrafo é configurado com distintos parâmetros pré-definidos para cada protocolo e, se alterados, podem mudar a modulação da corrente como ocorrido nos testes do tomógrafo TOSHIBA.

A luz disto, para uma modulação da corrente ser avaliada de forma fiel, deve-se utilizar um protocolo com os parâmetros pré-configurados pelo fabricante, de outro modo estes podem interferir nos resultados como já observados neste trabalho.

Seguindo a recomendação do *Task Group 220 Report* (AAPM, 2014), definiu-se o abdômen sem contraste como protocolo padrão para a realização do teste de CQ da modulação da corrente. Sendo assim, para a realização deste teste, recomenda-se seguir os seguintes passos:

1. Para a aquisição, alinhar o fantoma com os lasers de posicionamento, de forma que a redução se dê no eixo longitudinal do *gantry* de ordem crescente ou decrescente de tamanho.
2. Realizar o scout (SPR) e em seguida selecionar o FOV restrito somente as partes cilíndricas do fantoma no software e então inicializar a aquisição.
3. Com os arquivos de imagem do teste, obter e organizar os dados de corrente e ruído com o software ImageJ/Fiji (ou similares), construir os gráficos de corrente no tubo e ruído em função da posição.
4. Analisar os gráficos verificando se há mudança da corrente nas transições de tamanho do fantoma comparando com o gráfico do ruído. Observar se há picos de corrente inesperados e o intervalo de modulação. (análise qualitativa)

5. Calcular o valor de corrente média para cada parte (módulo) do fantoma, realizar o cálculo da razão entre a corrente média de duas partes distintas e multiplicar por 100%. Repetir esse processo para cada 2 partes de tamanhos distintos do fantoma.
6. Calcular a razão entre volumes de cada parte (módulo) do fantoma e multiplicar por 100%. Repetir esse processo para cada 2 partes de tamanhos distintos do fantoma.
7. Comparar as reduções relativas de tamanho e corrente em cada transição verificando se o valor da diferença entre elas é menor que 20%.

## 10 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O objetivo desse trabalho foi construir um fantoma acessível bem como descrever uma metodologia para realizar o teste de modulação de corrente no CQ de TC, dado que tanto no âmbito nacional como internacional tem-se poucos documentos que discorrem sobre o teste e a fabricação do fantoma.

Foi apresentado um fantoma para o teste de modulação da corrente em TC que foi testado em diferentes equipamentos de diferentes fabricantes.

Nos testes realizados nos diferentes equipamentos foi possível observar a modulação da corrente mediante a mudança no tamanho do fantoma em cada tomógrafo testado, todavia, não foi possível avaliar a qualidade da modulação por falta de referências sobre esse conceito. Desse modo conclui-se que mais estudos são necessários para desenvolver uma metodologia de análise eficaz para avaliar a qualidade da modulação da corrente ou sua adaptação.

Ao analisar os resultados, julgou-se fatores que influenciam na qualidade da modulação da corrente, velocidade de modulação e oscilação da corrente ao longo de um intervalo sem variação do tamanho do objeto. Não há valores de referência para os fatores de qualidade citados, o que serve de incentivo para o estudo e desenvolvimento de um referencial quantitativo que ofereça dados concretos para uma avaliação precisa desta função em TC.

Os testes com os tomógrafos dos fabricantes Philips e GE apresentaram resultados esperados, modulando a corrente com certa rapidez logo após a transição de tamanho de fantoma, mantendo a corrente estável em cada uma das 3 regiões sem muita diferença entre a corrente média e a corrente dos intervalos estáveis. O tomógrafo da fabricante TOSHIBA, embora tenha modulado a corrente, apresentou variação expressiva em cada uma das regiões, com aumentos inesperados da corrente que resultou em um coeficiente de variação notavelmente maior do que os outros tomógrafos.

Na investigação dos picos de corrente no tomógrafo TOSHIBA, verificou-se que o tempo de rotação é um fator que influencia o padrão da modulação da corrente ao longo do escaneamento, no entanto, não foi possível concluir com detalhes como ocorre esta influência. Os resultados similares encontrados em outro trabalho referente a modulação da corrente induzem a conclusão de que tal comportamento é uma característica da fabricante, contudo mais testes são necessários para uma

conclusão precisa sobre esse comportamento e como cada parâmetro influencia na modulação.

O teste de investigação com o fantoma antropomórfico permitiu verificar se a causa dos picos de corrente ocorriam devido a variação repentina da espessura (mudança discreta do tamanho), o que se mostrou falso. Mesmo com variações contínuas observou-se picos de corrente obtido nos resultados dos demais teste e ainda picos menores que formaram um padrão crescente da corrente que não possibilitou uma conclusão.

Os tomógrafos TOSHIBA e GE apresentaram dados de ruído mais constantes que o tomógrafo Philips o que abre a possibilidade para uma conclusão de que ambos os tomógrafos priorizam a constância do ruído à modulação da corrente.

Independente da particularidade nos resultados de cada tomógrafo, foi possível observar a modulação da corrente ao utilizar o fantoma desenvolvido. É possível concluir que o fantoma produzido pode ser utilizado para o teste de controle de qualidade para modulação da corrente com uma alternativa que favorece o quesito custo-benefício, além do que, atende as recomendações internacionais a respeito da construção do fantoma.

Os resultados mostraram que a metodologia desenvolvida e utilizada neste trabalho foi adequada para a realização do teste de CQ da modulação da corrente mandatório na legislação nacional vigente.

A partir da variedade de resultados obtidos em cada tomógrafo é possível concluir que para uma melhor otimização da modulação da corrente o operador do aparelho deve conhecer as particularidades de cada fabricante conhecendo a influência específica de cada parâmetro sobre a corrente.

## REFERÊNCIAS

AAPM (American Association of Physicists in Medicine). **Performance Evaluation of Computed Tomography Systems**. The report of AAPM Task Group 233. AAPM 2019

AAPM (American Association of Physicists in Medicine). **Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT**. The Report of AAPM Task Group 220. AAPM 2014

ALPEN, E. L. **Radiation Biophysics**. 2. ed. California, Academic Press 1998

AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **Instrução Normativa – IN Nº 93, DE 27 DE MAIO DE**. ANVISA, 2021. Disponível em <https://www.in.gov.br/en/web/dou/-/instrucao-normativa-in-n-93-de-27-de-maio-de-2021-323016253>. Acesso em: 12 jan. 2023

ANVISA (AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA). **Resolução da Diretoria Colegiada RDC 611, DE 9 DE MARÇO DE 2023**. ANVISA, 2022. Disponível em: <https://in.gov.br/en/web/dou/-/resolucao-rdc-n-611-de-9-de-marco-de-2022-386107075>. Acesso em 12 jan. 2023.

BUSHBERG, A. T., SEIBERT, J. A., LEIDHOLDT, E. M., Jr.; BOONE, J. M. (2012). **The essential physics of medical Imaging**. 3. ed. Philadelphia. Lippincott Williams e Wilkins 2012.

DANCE, D. R.; CHRISTOFIDES, S.; MAIDMENT, A. D. A.; MCLEAN, I. D.; NG, K. H. **Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teacher and Students**. Vienna: IAEA, 2014.



DE SOUZA, Giordana Salvi *et al.* Avaliação de imagens de tomografia computadorizada com o uso do modulador automático de corrente: potencialidades e limitações. **Revista Brasileira de Física Médica (Online)**, 2015

HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. **Fundamentals of Physics: Extended**. 11 Ed. Wiley: USA 2018

IAEA (International Atomic Energy Agency). **Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico em América Latina y el Caribe**. Viena: IAEA. 2021

IAEA (International Atomic Energy Agency). **Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy applications**. Viena: IAEA. 2012

ICRP (International Comision on Radiological Protection). **Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging: ICRP Publication 135**. London: Sage Publications. 2017

ICRP (International Comision on Radiological Protection). **Managing Patient Dose in Computed Tomography: ICRP Publication 87**. Oxford: Pergamon 2000

ICRP (International Comision on Radiological Protection). **The 2007 Recomendations of the International Comission on Radiological protection: ICRP Publication 103**. Elsevier. 2007.

ICRU (International Comission on Radiation Units and Measurements). **Radiation Dose and Image-Quality Acessment in Computed Tomography: Report 87**. Oxford: Oxford University Press. 2012

JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. **The Physics of Radiology**. 4. ed. Springfield, Illinois: Charles C Thomas Pub Ltd, 1983.

LEWIS, M. **Radiation dose issues in multi-slice CT scanning**. London: St. George's Hospital. 2005.

MARTIN, C. J.; SOOKPENG, S. Setting up computed tomography automatic tube current modulation systems. **Journal of Radiological Protection**, v. 36, n. 3, p. R74, 2016.

MATSUBARA, Kosuke *et al.* Operating characteristics of tube-current-modulation techniques when scanning simple-shaped phantoms. **Journal of the Korean Physical Society**, v. 67, n. 1, p. 82-88, 2015.

NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY. **XCOM**. Disponível em: <[https://www.physics.nist.gov/cgi-bin/Xcom/xcom3\\_2](https://www.physics.nist.gov/cgi-bin/Xcom/xcom3_2)> Acesso em 11/01/2023

NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY. **X-ray Mass Attenuation Coefficients**. Disponível em: <https://www.physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab4.html>. Acesso em 11/01/2023

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. **Física das radiações**. São Paulo: Oficina de Textos, 2010.

PAPADAKIS, A. E.; DAMILAKIS, J. **Technical note: evaluating automatic tube current modulation in CT using the standard CTDI dosimetry phantom**. *Med. Phys.* v. 48, n. 2, p 659-666, 2020.

PHANTOM LABORATORY. **Catphan Phantoms**. Disponível em: <<https://www.phantomlab.com/catphan-phantoms>>. Acesso em 12/01/2023

SEERAM, E. **Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications and Quality Control**. 4. ed. Missouri :Elsevier 2015.

SEFM (SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA), SEPR (SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA), SERAM (SOCIEDAD ESPAÑOLA DE RADIOLOGIA MÉDICA). **Protocolo Español de Control de Calidad em Radiodiagnóstico**. Madrid: Senda Editorial. 2011.

SOOKPENG, S.; MARTIN, C. J.; GENTLE, D. J. Comparison of different phantom designs for CT scanner automatic tube current modulation system tests. **Journal of radiological protection**, v. 33, n. 4, p. 735, 2013.

SUN NUCLEAR. **Mercury 4.0 Phantom**. Disponível em: <<https://www.sunnuclear.com/products/mercury-4.0-phantom>>. Acesso em 12/01/2023.

UNSCEAR (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation). **Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation**: New York: United Nations, 2022