



UNIVERSIDADE EDUARDO MONDLANE

FACULDADE DE CIÊNCIAS

DEPARTAMENTO DE FÍSICA

TRABALHO DE LICENCIATURA

**Avaliação da Qualidade da Imagem do Equipamento de Mamografia no Hospital
Central de Maputo (HCM)**

AUTOR:

MALHANGO, RITCHASSE MATEUS



UNIVERSIDADE EDUARDO MONDLANE

FACULDADE DE CIÊNCIAS

DEPARTAMENTO DE FÍSICA

TRABALHO DE LICENCIATURA

**Avaliação da Qualidade da Imagem do Equipamento de Mamografia no Hospital
Central de Maputo (HCM)**

Supervisor:

Prof. Doutor Alexandre M. Maphossa, Ph.D.

Co-Supervisor:

Raimundo Dionísio Satela, MSc., ANEA

Maputo, Março de 2024

Dedicatória

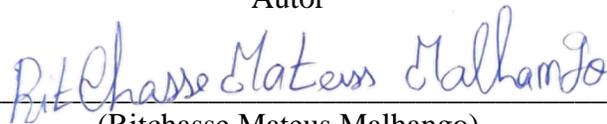
A Memória de Mateus Malhango meu Pai, Carlota Hobjana minha Avó, e a toda Minha família

Declaração de Honra

O presente trabalho foi completamente produzido e realizado com base no material que ao longo do mesmo se faz referência. As ideias originais nele expressas, são de inteira responsabilidade do autor.

Maputo, Março de 2024

Autor



(Ritchasse Mateus Malhango)

Agradecimentos

Este trabalho foi possível a sua realização graças àqueles que em mim, depositaram uma confiança e esperança. Agradeço:

- A Deus que me tem conduzido e cuidado de mim com energia e saúde em toda minha vida. E pelos desafios e dificuldades quem tem colocado em minha vida, pois quando os venço consigo perceber a grande lição por detrás delas;
- Aos meus pais pelo todo o amor e carinho que me proporcionaram, Mateus Malhango em vida e Maria Delfina Chacute, a quem devo tudo o que sou hoje ou almejo ser um dia.
- A minha Tia Elizabete Samo Malhango, pela educação e apoio incondicional que tem sempre proporcionado a mim, pois tem sido uma mãe para mim;
- Aos meus irmãos que me tem apoiado durante a minha caminhada académica, em especial Pedro Mateus Malhango pelo apoio carinho, amor, conselhos de um Pai que ele sempre me tem dado;
- Aos meus primos e sobrinhos pelos momentos cheios de lições que temos juntos passados ou compartilhados;
- Ao meu Supervisor Prof. Doutor Alexandre M. Maphossa, pela orientação e encorajamento na realização deste trabalho;
- Ao meu Co-Supervisor Doutor Raimundo Dionisio Satela por me fazer acreditar na possibilidade da realização deste trabalho, pelo encorajamento e orientação;
- Ao Doutor Lucílio Matias dos Santos pela orientação constante e apoio na aquisição do material usado para a recolha dos dados, assim como no ser o intermédio para conseguir o estágio;
- Ao Doutor Belarmino Matsinhe pelo apoio durante a formação, e direcionamento ao Doutor lucílio para a orientação na escolha do tema;
- A todos os colegas desta caminhada, em especial os colegas e amigos Helder Abilio Matsinhe e Francisco Fídelix, por terem-me dado força em toda a minha caminhada académica, pois juntos partilhamos momentos inesquecíveis;
- A ANEA por ter-me fornecido o *Kit* do equipamento de coleta de dados para a realização deste trabalho;
- Ao HCM por ter permitido que fizesse a minha recolha de dados;
- Aos Técnicos radiologistas por terem partilhado o conhecimento desde a aquisição da imagem até a entregue ao paciente, e pela cultura demonstrada de trabalhar em harmonia na simplicidade e com alegria;

- A Universidade Eduardo Mondlane e a todos os professores da UEM que participaram da minha formação e, por todo o conhecimento que me tem proporcionado;
- Ao professor Anselmo Paulo Muhambe pelo apoio no Ensino Médio e orientação constante para o ensino superior;
- Aos meus amigos de infância, e a todos que directa ou indirectamente contribuíram para que se tornasse possível a realização deste trabalho aqui vai o meu obrigado.

Lista de Símbolos

mAs	Miliampere-segundos
kVp	Kilovolt-pico
mm	Milímetro
mSv	Mili Sievert
mGy	Miligray
K	Kerma
dE	Soma das energias cinéticas iniciais
dm	Massa
x	Espessura do material.
μ	Coefficiente de atenuação linear
K_{a,e}	Kerma ar na superfície de entrada
K_{ar}	Kerma no ar
K_{TP}	Factor de correcção para temperatura e pressão
K_Q	Factor de retro-espalhamento
N_{KQ₀}	Factor de calibração da câmara
L	Linearidade
L₀	Leitura inicial de exposição.
L_a	Leitura de exposição imediatamente superior a L ₀ /2
L_b	Leitura de exposição imediatamente inferior a L ₀ /2
x_a	Espessura de Al correspondente à leitura L _a
x_b	Espessura de Al correspondente à leitura L _b
d	Desvio
K_{v_pnom}	Valor nominal seleccionado no equipamento
K_{v_pmedio}	Média das medidas realizadas, para cada valor de tensão
σ	Desvio padrão
D_G	Dose glandular média

Lista de Abreviaturas

Ms	Ministério da saúde
AIEA	Agência internacional de energia actómica
PMMA	Polimetilmetacrilato
ANVISA	Agência nacional de vigilância sanitária
AEC	Controlo automático de exposição
CSR	Camada semi-redutora
pl/mm	Linhas por milímetro
HCM	Hospital central de maputo
CQ	Controlo de qualidade
ESAK	Kerma no ar na superfície de entrada
DO	Densidade óptica
ICRP	International commission on radiological protection
CV	Coefficiente de variação
ESD	Dose na superfície de entrada
DGM	Dose glandular media
ANEA	Agência nacional de energia atómica

Resumo

A mamografia é actualmente a principal técnica de rastreio duma patologia mamaria, sendo que para o melhor uso da mesma deve se ter o equipamento a operar nas melhores condições. Portanto, para haver garantia de que o equipamento está a operar nas melhores condições deve se fazer o controlo de qualidade (diário, mensal, semestral e anual). Controlo de qualidade é um conjunto de acções planeadas e sistemáticas que visa garantir o funcionamento do serviço nos padrões recomendados pelo órgão regulador (ANEA) que regula o processo, por meio de medidas, do funcionamento e da qualidade, mantendo um serviço de alto padrão, oferecendo protecção radiológica ao paciente, ao trabalhador e ao público. Este trabalho teve como objectivo principal avaliar a qualidade de imagem no equipamento de Mamografia do HCM, no serviço de Radiologia Diagnóstica. Para a realização dos estudos foi utilizado um *Kit* de equipamento de controlo de qualidade, fornecido pela ANEA, um mamógrafo de HCM com um sistema de aquisição de imagem já preparado e um conjunto de testes recomendados pela AIEA ou pela comissão Europeia, onde foi possível realiza-se 8 testes dos quais obteve-se os seguintes resultados principais: 9,804 e 0,018 para exactidão e reprodutibilidade do tempo de exposição respectivamente; 190N e 200N para Força de Compressão; 0,00821 e 2,61 para Exactidão e reprodutibilidade da tensão do tubo respectivamente; 0,48 para a camada semi-redutora; 8,43 e 6,31 para Dose de entrada na Pele; 2,82 e 2,11 para Dose Glandular média; 3,45 para Reprodutibilidade e 3,45 para linearidade da taxa de kerma no ar e; para qualidade de imagem teve-se 4 para massa, 3,5 para microcalcificações e 5 para fibras numa espessura de 4,5 cm, por tanto dos resultados obtidos pode se verificar que o equipamento de mamografia está a operar nas melhores condições estabelecidas pela AIEA, porem pode também ser verificado que para uma espessura acima de 7,5cm a qualidade de imagem diminui o que pode dificultar o diagnóstico da patologia mamaria, caso isso se verifique o médico radiologista pode direccionar o paciente a outros equipamentos de auxílio a mamografia tais como Ultrassom Mamário, Ressonância Mamária ou Tomossíntese Mamária.

Palavras chaves: Cancro de Mama; Avaliação de qualidade em Mamografia; Dosimetria

Lista de Figuras

Figura 2. 1: Distribuição dos elementos que compõem a mama (visão lateral). (Silva J. A., 2019)..... 6

Figura 2. 2: Tubo de raios X (Oliveira, 2019) 6

Figura 2. 3 Raios-X de *Bremsstrahlulung*. Fonte: Adaptado de (Tinti, 2018)..... 8

Figura 2. 4: Radiação característica. Fonte: Adaptado de (Tinti, 2018)..... 9

Figura 2. 5: Incidência da Radiação na Mama 10

Figura 2. 6: Espalhamento *Rayleigh*. Fonte: Adaptado de (Tinti, 2018)..... 11

Figura 2. 7: Efeito Fotoelétrico. Fonte: Adaptado de (Tinti, 2018)..... 12

Figura 2. 8: Efeito Compton. Fonte: Adaptado de (Tauhata et all., 2013)..... 13

Figura 2. 9: Kerma no Ar na Superfície de Entrada. Fonte: Adaptado de (Fatana, 2012) 14

Figura 2. 10:(a) Variação da dose glandular média em função da energia dos fótons para mamas de espessura de 8 e 2 cm. (b): variação da dose glandular média para mamas fibro glandulares..... 16

Figura 3. 1: MagicMaX Universal. Fonte: adaptado de (IBA Dosimetry GmbH, 2013)..... 19

Figura 3. 2: Multidetector XM. Fonte: adaptado de (IBA Dosimetry GmbH, 2013)..... 19

Figura 3. 3: Softwer magicmax. Fonte: Autor..... 20

Figura 3. 4: Placas de acrílico de polimetilmetacrilato (pmma). Fonte: Autor 21

Figura 3. 5: Representação esquemática do Phantom de ACR. Fonte: Autor..... 21

Figura 3. 6: Mamografo do HCM utilizado durante a pesquisa. Fonte: Autor..... 22

Figura 3. 7: Representação esquemática da disposição de um Mamógrafo. Fonte: Autor..... 24

Figura 4. 1: Montagem experimental do teste de exactidão e reprodutibilidade do tempo de exposição 34

Figura 4. 2: Gráfico de Exactidão e reprodutibilidade do tempo de exposição..... 35

Figura 4. 3: Medida da Força de compressão a partir do monitor do mamografo do HCM 37

Figura 4. 4: Montagem experimental de teste de exactidão e reprodutibilidade da tensão do tubo..... 37

Figura 4. 5: Gráfico que ilustra o resultado de exactidão e reprodutibilidade da tensão do tubo. 38

Figura 4. 6: Montagem experimental do teste de camada semi-redutora (CSR)..... 39

Figura 4. 7: Resultado do Teste de CSR..... 40

.....Figura 4. 8: Comparação da dose calculada e da dose recomendada da DEP e DGM pela AIEA. 41

Figura 4. 9: Montagem experimental de teste de qualidade de imagem 44

Figura 4. 10: Imagens radiografadas com diferentes espessuras..... 44

Figura 4. 11: Gráfico de interpretação dos resultados das estruturas internas do fantoma: 45

Lista de Tabelas

Tabela 3. 1: Quadrokk. Tamanhos de ponto focal recomendadas pela NEMA	27
Tabela 3. 2: valores de c para o calculo da CSR/HVL (Xavier, Barros, Mello, & Khoury, 2014).....	29
Tabela 3. 3: Factores de conversão g e c param o cálculo de D _G (IAEA, 2011)	30
Tabela 3. 4: Factor s para a combinação Ânodo-Filtro (IAEA, 2011)	31
Tabela 3. 5: Valores de retro-espalhamento (IAEA, 2007).....	31
Tabela 3. 6: Níveis de referência de DGM segundo o Guia Europeu (European Commission , 2006)..	31
Tabela 4. 1: Resultados do teste de exactidão e reprodutibilidade do tempo de exposição e a tolerância permitida pela AIEA.....	34
Tabela 4. 2: Resultado do teste de exactidão e reprodutibilidade da tensão do tubo	38
tabela 4. 3: Resultados obtidos do teste de camada semi-redutora (CSR)	39
Tabela 4. 4: Resultado para os testes de dose de entrada na pele e dose glandular média.....	40
Tabela 4. 5: Resultado de teste de reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar	42
Tabela 4. 6: Avaliação da quanlidade das estruturas visualizadas nas imagens.....	45

Índice

Dedicatória.....	i
Declaração de Honra.....	ii
Agradecimentos.....	iii
Lista de Símbolos.....	v
Lista de Abreviaturas.....	vi
Resumo.....	vii
Lista de Figuras.....	viii
Lista de Tabelas.....	ix
Capítulo 1 : Introdução e Objectivos.....	1
1.1. Definição do Problema.....	2
1.2. Justificativa.....	2
1.3. Objectivos.....	3
1.3.1. Objectivo Geral.....	3
1.3.2. Objectivos Específicos.....	3
1.4. Perguntas de pesquisas.....	3
Capítulo 2 : Resumo Teórico.....	4
2.1. Breve historial de Mamografia.....	4
2.2. O Cancro da Mama.....	5
2.3. Anatomia da Mama.....	5
2.4. Produção dos Raios X.....	6
2.4.1. Radiação de travagem (<i>Bremsstrahlung</i>).....	7
2.4.2. Raios-X Característicos.....	8
2.5. Descrição do equipamento de Mamografia.....	10
2.6. Interação da radiação com a mama.....	10
2.6.1. Espalhamento Coerente ou <i>Rayleigh</i>	11
2.6.2. Efeito fotoeléctrico.....	11
2.6.3. Efeito Compton.....	12
2.6.4. Atenuação da radiação electromagnética na matéria.....	13
2.7. Dosimetria das radiações.....	14
2.7.1. Kerma no Ar na Superfície de Entrada (ESAK).....	14

2.7.2. Dose na Superfície de Entrada (ESD)	15
2.7.3. Dose Glandular Média (AGD)	15
2.8. Proteção Radiológica.....	16
2.8.1. Princípios fundamentais de proteção radiológica.....	16
2.8.2. Factores de protecção radiologica	17
2.8.3. Controlo de qualidade em Mamografia.....	18
Capítulo 3 : Matérias e Métodos.....	19
3.1. Materiais.....	19
3.1.1. MagicMaX Universal e cabos de conexão	19
3.1.2. Multidetector semiconductor	19
3.1.3. Software MagicMaX	20
3.1.4. Placas de Acrilico, com diferentes espessuras.....	21
3.1.5. fantoma de Mama.....	21
3.2. Métodos.....	23
3.2.1. Princípio do Funcionamento do Mamógrafo.....	23
3.2.2. Testes do Equipamento Radiológico	25
3.2.3. Testes Dosimetricos	30
Capítulo 4 : Resultado e Discussão	34
4.1. Testes de qualidade do equipamento.....	34
4.1.1. Teste de exactidão e reprodutibilidade do tempo de exposição	34
4.1.2. Teste de força de compressão.....	36
4.1.3. Teste de exactidão e reprodutibilidade da tensão do tubo	37
4.1.4. Teste de camada semi-redutora (CSR).....	39
4.1.5. Testes de dose de entrada na pele e dose glandular média.....	40
4.1.6. Teste de reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar	42
4.2. Testes de Qualidade da Imagem.....	43
Capítulo 5 : Considerações finais e recomendações.....	47
5.1. Considerações finais.....	47
5.2. Recomendações para Secção de Física Médica da UEM.....	47
5.3. Recomendações para o Serviço de Radiologia do HCM.....	48
Bibliografia.....	49
Anexos.....	52

Capítulo 1 : Introdução e Objectivos

O cancro da mama é uma das doenças oncológicas com maior prevalência na população feminina a nível global. Por ano, são diagnosticadas aproximadamente 1.050.000 mulheres a nível mundial (Santos, 2021). Segundo as estatísticas lançadas pelo Jornal *O País*, Moçambique registou em 2019 um número de 25 mil casos de cancro da mama, este numero segundo o ministério da Saúde tem tendência de aumentar para cerca de 51,8 mil casos em 2040 (Horizonte, 2020).

Em 2018, segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), o cancro foi responsável pela morte de aproximadamente 8,8 milhões (13%) do total das pessoas no mundo (Misau, 2022). No mesmo período em Moçambique, a MISAU informou que registou 25.631 novos casos de cancro, dos quais o sarcoma de Kaposi, o cancro do colo de útero, o cancro de mama e o da próstata foram os mais comuns (Misau, 2022). O cancro da mama pode ser detectado numa fase inicial através de consultas de rastreio. Contudo, uma parte considerável das mulheres são diagnosticadas com o carcinoma da mama numa fase avançada e com a presença de sintomas, nomeadamente a existência de um caroço, que por vezes, já se encontra disseminado por outras partes do corpo. Assim, quando a doença é detectada num estado tão grave, nem sempre os objectivos do tratamento são alcançados tornando-se fatal (Flores, 2017).

Actualmente, a mamografia é o principal método de imagiologia utilizado no diagnóstico e rastreio da patologia mamária. A detecção precoce do cancro da mama pode também ser feita pela mamografia, quando realizada em mulheres sem sinais e sintomas da doença, numa faixa etária em que haja um balanço favorável entre benefícios e riscos dessa prática (mamografia de rastreamento) (Ventura & Rua, 2016). Portanto, é essencial a produção consistente de imagens mamográficas de elevada qualidade, sendo que para uma melhor permanência da qualidade desta técnica torna-se necessário a realização dos testes de qualidade dos seus equipamentos. Tendo em vista que os processos de atenção à saúde não são isentos de risco que o uso de tecnologias implica em exposição a estes, a submissão a exames de mamografia deve ser realizada de maneira segura, com a menor dose de radiação possível e produzir uma imagem adequada para possibilitar o diagnóstico preciso. (Alexandre, 2005)

No que diz respeito ao uso das radiações ionizantes e, no presente estudo, à mamografia, no Decreto n.º 49/2018 de 21 de agosto- Regulamento de Protecção Radiológica, estabelece diretrizes básicas para o uso pacífico de fontes ou de geradores de radiação ionizante em situações de exposições planificadas no território nacional.

Para que o cancro de mama seja detectado com precisão e o mais cedo possível, todos os factores que influenciam a aquisição, exibição e interpretação da mamografia devem ser otimizados. Este processo, conhecido como controlo de qualidade, requer o esforço cooperativo de vários indivíduos: do tecnólogo em radiologia, do radiologista, do fabricante do equipamento e do físico médico (Silva F. A., 2017).

Controlo de qualidade (CQ) é o termo usado para descrever um programa de testes de uma tecnologia para garantir que ela está a operar dentro de um nível aceitável do seu desempenho ideal. Esse processo abrange uma ampla gama de actividades, incluindo o treinamento, a avaliação e a educação continuada de profissionais das técnicas radiológicas e radiologistas, a seleção de equipamentos, a divulgação dos resultados dos testes e a manutenção dos registos (Nunes, 2020). Diante da importância dessa temática, que tem relação directa com o diagnóstico do Cancro de mama em todo o mundo, este trabalho tem como objectivo Avaliar a Qualidade de Imagem do Equipamento de Mamografia no Hospital Central de Maputo (HCM)

1.1. Definição do Problema

A qualidade de imagem produzida pelo equipamento de mamografia é crucial para a detecção duma patologia precoce da mama no Hospital Central de Maputo(HCM), por tanto o presente estudo visa avaliar se o Equipamento de Mamografia opera nas melhores condições tal que a qualidade das imagens fornecidas pelo equipamento do HCM atende aos padrões internacionais estabelecidas.

1.2. Justificativa

A mamografia é um exame de rastreio por imagem, que tem como objectivo estudar o tecido mamário através da exposição à radiação ionizante denominada Raio X. Portanto, por se tratar de uma radiação ionizante, exposições acima dos limites estabelecidos podem induzir anomalias genéticas que possam desenvolver o cancro da mama ao afectar o DNA do individuo exposto.

Segundo a Agência Internacional de Energia Atómica, os testes de controlo de qualidade no serviço de Radiologia estão distribuídos em função do profissional e do seu papel no serviço de Radiologia, isto é existe teste de controlo de qualidade destinados ao Radiologista e os que são destinados ao Físico Médico. Por tanto no presente trabalho importa trazer os testes destinados ao Físico Médico, sendo que os principais são, testes do equipamento; testes dosimétricos e testes qualidade da imagem (IAEA, 2009)

A crescente incidência de cancro da mama e o crescente uso do mamógrafo para o diagnóstico da patologia mamaria motivou-me a realizar este estudo de modo a otimizar o processo de diagnóstico. Espera-se com este trabalho, que os seus resultados contribuam para a melhoria da qualidade dos exames realizados e para segurança dos pacientes e profissionais com a redução de exposições desnecessárias a radiações ionizantes, e que também possa despertar a necessidade dos Físicos Médicos no serviço de Radiologia Diagnóstica para que melhor possa em segurança ser feito o diagnóstico.

1.3. Objectivos

1.3.1. Objectivo Geral

Avaliar a Qualidade de Imagem do Equipamento de Mamografia no Hospital Central de Maputo (HCM)

1.3.2. Objectivos Específicos

- Realizar os testes de rotina mensal ou anual de controlo de qualidade do Mamógrafo
- Analisar os resultados e Verificar a conformidade dos testes de CQ no equipamento de Mamografia e Comparar com os padrões internacionais
- Dar recomendações da importância de controlo de qualidade de imagem no Mamógrafo

1.4. Perguntas de pesquisas

- a) O equipamento de Mamografia do HCM funciona nas melhores condições, tais que os parâmetros seleccionados não apresentem uma variação de risco com os parâmetros revelados, assim como ao desempenho do próprio Mamógrafo?
- b) Até que ponto a Dose absorvida pelo paciente oferece Menor risco a sua Saúde assim como para o profissional envolvido durante o exame de diagnóstico da patologia mamaria no HCM?

Capítulo 2 : Resumo Teórico

2.1. Breve historial de Mamografia

A história da mamografia iniciou-se com Albert Salomon, cirurgião alemão que, em 1913, estudou a aplicação da radiologia nas doenças da mama. Pela primeira vez Albert Salomon utilizou equipamento de raios-x convencional com o objectivo de estudar a aplicação da radiologia na patologia mamaria. Na sua pesquisa descobriu que existem vários tipos de cancro de mama. Anos depois Stafford Warren, em 1930, publica um estudo sobre um sistema estereoscópico para identificação de tumores. (Radioproteção, 2018)

O uruguaio Raul Laborgne, em 1949, introduz o método de compressão da mama, dois anos depois, publica um estudo sobre a melhoria da qualidade das radiografias feitas em mamas comprimidas. (Radioproteção, 2018)

Em 1960 Robert Egan, em artigo publicado no *Radiological Society of North America*, descreve uma técnica de alta miliamperagem e baixa kilovoltagem para diferenciar tecidos de diferentes densidades. Na mesma década, Charles Gros demonstrou que a radiação característica resultante do alvo de molibdênio melhorava o contraste das radiografias mamárias. (Radioproteção, 2018)

Até então, os equipamentos utilizados na mamografia eram de radiologia convencional, mas em 1966 a companhia francesa *Compagnie Générale de Radiologie* (CGR) lança o Senographe. Um equipamento de Raios X dedicado exclusivamente para a mamografia, com ponto focal de 0,7 mm e ânodo de molibdênio estacionário e telas intensificadoras de alta resolução, que resultou no aumento na qualidade das imagens do tecido mamário, e em 2000 o Senographe 2000 D é aprovado pela *Food and Drug Administration* (FDA) onde este equipamento de mamografia digital de aquisição directa é composto por um gerador de Raios X com características semelhantes ao do sistema convencional. A grande inovação consiste na introdução de um controlador computadorizado. E em 2011 a FDA aprova o uso de uma nova máquina de Mamografia, com um sistema de aquisição de imagem 3D (Kalaf, 2014).

2.2. O Cancro da Mama

A palavra Cancro é usada para designar um conjunto de doenças que têm em comum o crescimento desordenado de células anormais, que invadem os tecidos e órgãos, podendo espalhar-se para outras regiões do corpo. As células dividem-se rapidamente e tendem a ser agressivas e incontroláveis, determinando a formação de tumores (Flores, 2017).

Todo Cancro tem origem em alterações genéticas. Para o caso do Cancro da mama seu início se dá a partir de uma mutação, geralmente nas células ductais. Na maioria dos casos ocorre uma mutação somática. Apenas em 10% dos casos conhecidos sabe-se ter uma origem em mutação germinativa (herdada dos pais e passíveis de herança aos filhos). São factores de risco: história familiar, obesidade na pós menopausa, sedentarismo, alta ingestão de gordura, álcool, exposição hormonal prolongada na pós menopausa, nuliparidade, menarca precoce, menopausa tardia, radioterapia prévia da parede torácica.(Raupp, et al. 2017)

2.3. Anatomia da Mama

A mama da mulher é uma estrutura glandular cujo tamanho, forma e densidade tecidual varia de uma mulher para outra, dependendo de factores como idade, ciclo menstrual, gravidez, menopausa e da influência de vários hormônios (Alves, 2017).

A mama é uma glândula sudorípara modificada, constituída por parte glandular, gordura, elementos fibrosos e uma rede vascular. A glândula é a parte nobre, também chamada de parênquima, composta por ductos e lobos, que, embora presentes, não são individualizados na mamografia. A gordura envolve toda a mama e é dividida em camada adiposa anterior e camada adiposa posterior. Os elementos fibrosos sustentam a mama e, para isso, circundam e atravessam a glândula. (Silva J. A., 2019)

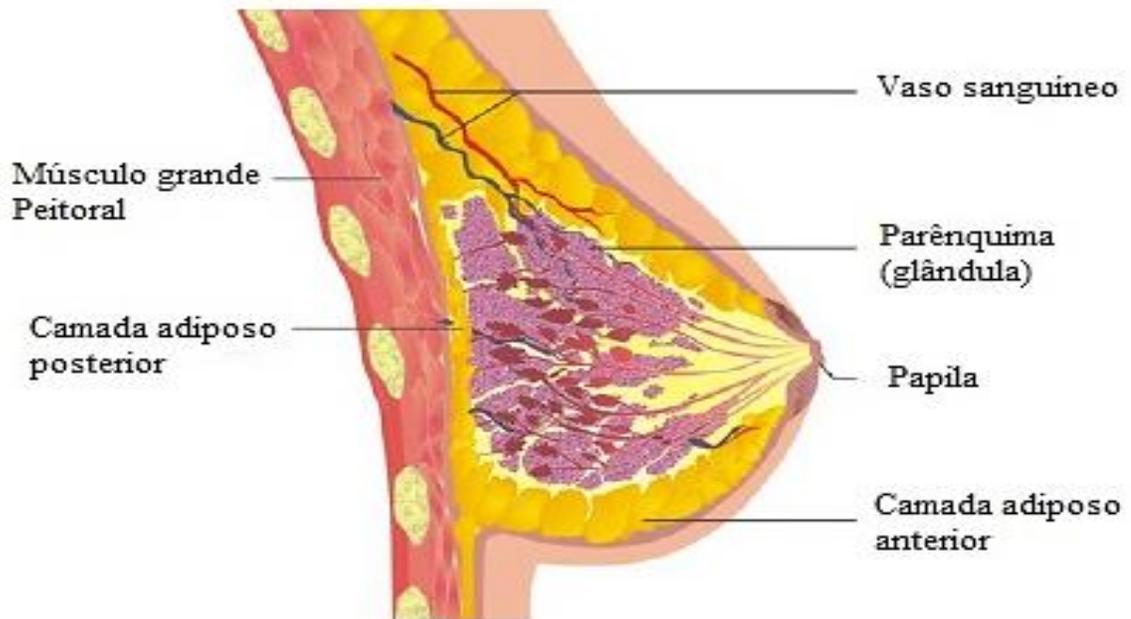


Figura 2. 1: Distribuição dos elementos que compõem a mama (visão lateral). (Silva J. A., 2019).

2.4. Produção dos Raios X

Este tipo de radiação electromagnética possui a capacidade de penetrar no interior da matéria sendo amplamente usada na medicina para os exames radiológicos. São gerados por um tubo de Raios X como ilustra a figura a seguir.

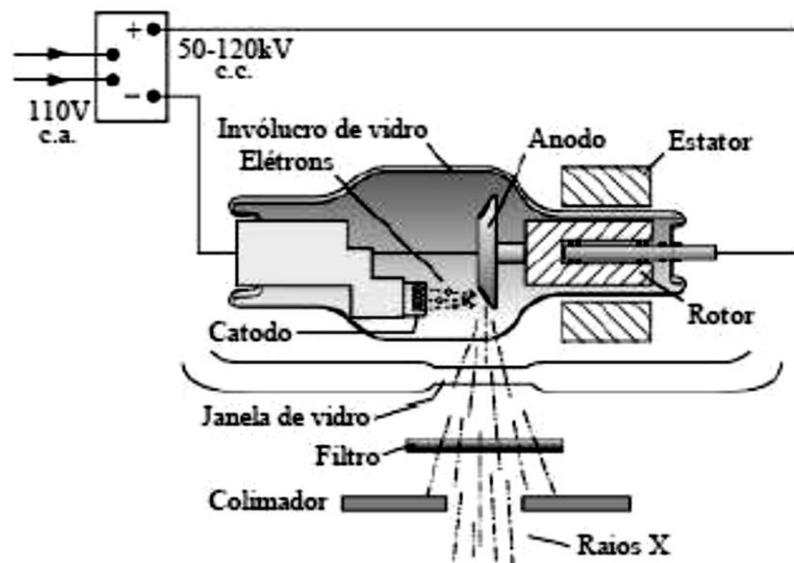


Figura 2. 2: Tubo de raios X (Oliveira, 2019)

Em um tubo Raios X, os feixes de Raios X são gerados quando elétrons altamente energéticos interagem com a matéria e no processo convertem a sua energia cinética em radiação eletromagnética. Durante o processo de interação, a maior parte das colisões dos elétrons incidentes com o alvo resulta em energia térmica (calor), cerca de 99% na faixa energética empregada em radiologia, por isso o alvo deve ser de um material com elevado ponto de fusão e capacidade de ceder. (Alves, 2017)

O tubo ou ampola de Raios X é um dispositivo que consta de uma ampola à vácuo de vidro ou metal constituída de dois elétrodos, o ânodo e o cátodo. O tubo de Raios X também contém uma blindagem, colimadores para definir o campo de Raios X e um gerador que é a fonte de energia responsável para fornecer a tensão necessária para acelerar os elétrons. O gerador permite ainda controlar a saída dos Raios X através da seleção de tensão, corrente e tempo de exposição, pois funcionam no intuito de criar um feixe de Raios X com intensidade bem definida, penetração e distribuição espacial.

2.4.1. Radiação de travagem (*Bremsstrahlung*)

Os Raios X de Travagem ou *Bremsstrahlung* ocorrem da interação coulombiana entre um electrão incidente de alta energia cinética com o núcleo do átomo do alvo. (Alves, 2017)

Durante o processo a atração entre o electrão carregado negativamente e o núcleo positivamente faz com que o electrão seja desviado da sua trajectória perdendo parte da sua energia cinética, emitindo-à em forma de um Raio X que é conhecido como *Bremsstrahlung* ou radiação de Travagem. (Oliveira M. G., 2005). Este tipo de Radiação é responsável pela maior parte de emissão de Raios X. Sua energia é determinada pela distância entre o electrão incidente e o núcleo alvo. (Tinti, 2018)

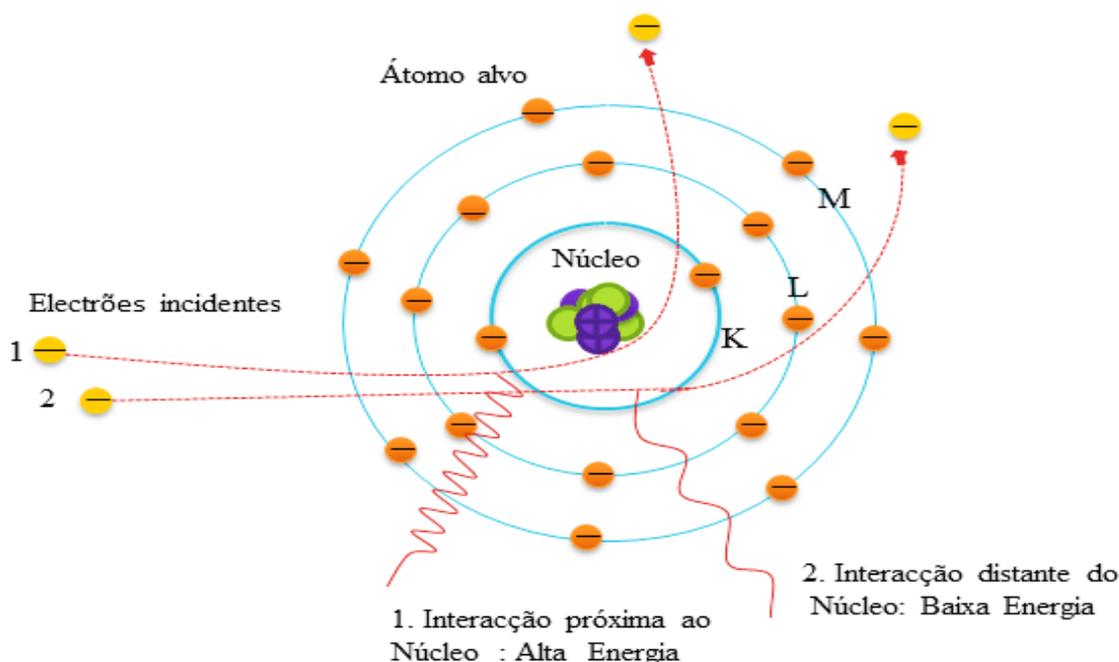


Figura 2. 3 Raios-X de *Bremsstrahlung*. Fonte: Adaptado de (Tinti, 2018)

Os fótons de Raios X produzidos nesse processo podem ter qualquer energia, dependendo apenas do grau de aproximação do elétron com o núcleo e da energia cinética do elétron incidente. Este método de produzir Raios X dá origem a um espectro contínuo, ou seja, os fótons podem ter qualquer energia, desde valores próximos do zero até um valor máximo. A energia cinética K_0 do elétron ao atingir o alvo é representada por:

$$k_0 = eV = E_{max} = h \cdot f_{max} = \frac{hc}{\lambda_{min}} \quad (\text{Eq. 1})$$

Onde e representa a carga do elétron e V é a diferença de potencial aplicada entre o cátodo e o ânodo. A frequência e o comprimento de onda da radiação X são respectivamente f e λ , onde λ_{min} é o comprimento de onda de corte e que abaixo desse valor não haverá espectro contínuo. A energia E_{max} não depende do material que é feito o alvo, dependendo apenas da diferença de potencial V (Oliveira G. S., 2019).

2.4.2. Raios-X Característicos

No processo de aceleração dos elétrons no cátodo pode ser que esses interajam com os elétrons orbitais do átomo do alvo produzido os Raios X característicos (Okuno & Chow, 1982).

Os Raios X característicos são produzidos quando um electrão incidente no alvo removendo um electrão da camada K deixando uma lacuna, a lacuna deixada pelo electrão é ocupada por outro da camada mais externa, com isso, ionizando o átomo (Khan, 2014). Diferentemente dos Raios X de travagem, que não dependem do material de que é feito o alvo e podem ter qualquer energia, os Raios X característicos são dependentes do nível de energia da electrosfera e o seu espectro de distribuição de energia é discreto e característico de cada material, por este motivo recebem o nome de Raios X característicos (Alves, 2017).

para arrancar um electrão da camada K de um átomo, o electrão incidente deve ter, no mínimo, a energia de ligação um núcleo dessa camada. Na transição de um electrão da camada L para a camada K, por exemplo certa quantidade de energia é libertada sob forma de um fotão, cuja a energia desse fotão corresponde a diferença entre as energias dessas camadas envolvidas (E_L e E_K), que representam as energias totais dos fotões nas camadas L e K, respetivamente (Okuno & Yoshimura, Física das Radiações, 2010).

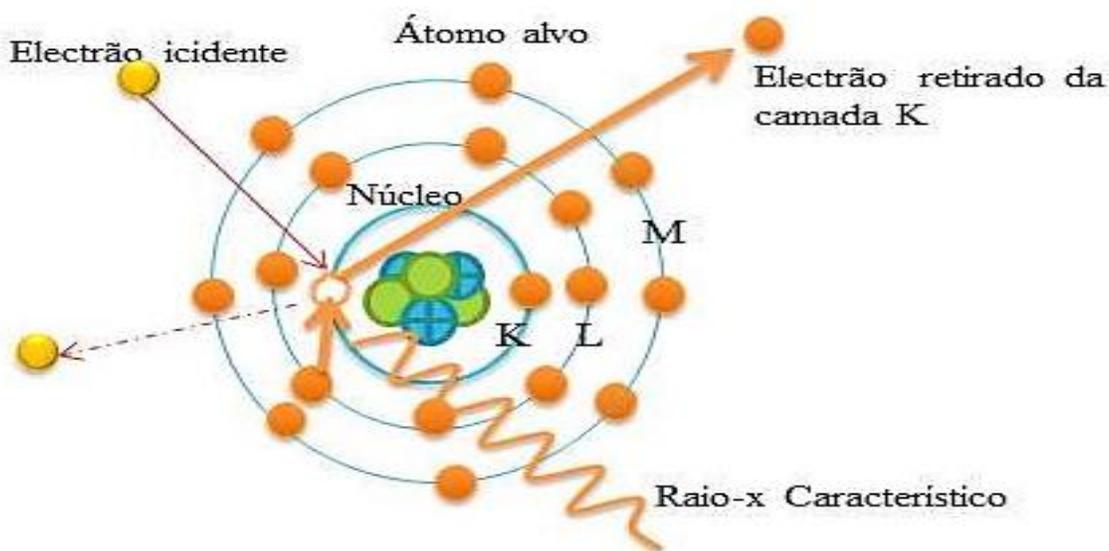


Figura 2. 4: Radiação característica. Fonte: Adaptado de (Tinti, 2018)

$$E_{\text{fotão}} = E_{\text{camada externa}} - E_{\text{camada interna}} \quad (\text{Eq. 2})$$

2.5. Descrição do equipamento de Mamografia

Mamografia é uma técnica utilizada para a obtenção de imagens detalhadas da mama, em que um feixe de radiação X atravessa a mama comprimida e estabilizada e é atenuado pelas suas estruturas, que por apresentarem coeficientes de atenuação muito próximos, se comportam radiologicamente de modo semelhante (Nogueira, 2010). O diagnóstico em mamografia é considerado o exame mais eficiente para detecção e rastreamento de Cancro de mama, através da busca de estruturas que possam mostrar a presença de anormalidade ou tumores (Alves, 2017)

O Mamógrafo é um aparelho utilizado para radiografar tecidos moles, como é a mama e obter imagens que permitam a visualização de anomalias no seu interior de forma não invasiva. Para esta finalidade, são necessárias técnicas e componentes especiais que diferem dos aparelhos de raio-X convencionais. A complexa estrutura e composição da mama dificultam a obtenção de imagens com um bom contraste devido à natureza dos tecidos de baixo número atômico e densidades semelhantes. (Flores, 2017)

2.6. Interação da radiação com a mama

Há vários processos que caracterizam a interação dos Raios X ou gama com a matéria, dependendo essencialmente da energia de radiação e do meio que ela atravessa. Os principais mecanismos pelos quais as radiações electromagneticas interagem com a matéria são: efeito fotoeléctrico, efeito compton, produção de pares, fotodesintegração. (Oliveira M. G., 2005)



Figura 2. 5: Incidência da Radiação na Mama

A mamografia é um exame de diagnóstico realizado através da utilização de Raios X de baixa dose para examinar a mama humana. O Raios X corresponde a uma onda electromagnética de alta energia, reduzido comprimento de onda (ordem de 10^{-12} m) e frequência elevada (10^{16} Hz), o que permite a penetração na matéria (Fatana, 2012)

2.6.1. Espalhamento Coerente ou *Rayleigh*

A interação do fotão incidente ocorre com um electrão fortemente ligado, ou seja, com o átomo como um todo, porém, não ioniza nem excita esse átomo. O fotão não perde nenhuma energia para o meio, sendo apenas espalhado em pequenos ângulos, como mostrado na figura a seguir. O espalhamento coerente é mais provável de acontecer para baixas energias de fotões e materiais absorvedores de alto número atômico.

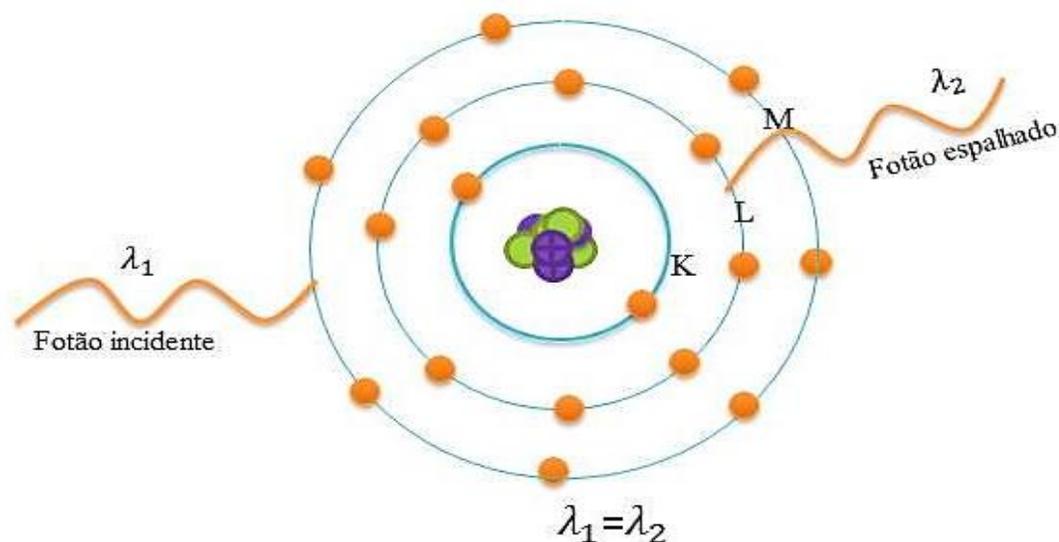


Figura 2. 6: Espalhamento *Rayleigh*. Fonte: Adaptado de (Tinti, 2018)

2.6.2. Efeito fotoelétrico

Na absorção fotoelétrica, o fotão incidente interage com um electrão orbital fortemente ligado e desaparece. Primeiramente, toda energia ($h\nu$) do fotão é absorvida pelo átomo e, depois, o electrão orbital chamado de fotoeléctron, mais frequentemente da camada K, é retirado com uma energia cinética dada por (Justino, 2022):

$$E_c = h\nu - B_e \quad (\text{Eq. 3})$$

Onde: $h\nu$ é a energia do fotão incidente e B_e é a energia de ligação do electrão.

Parte desta energia é usada para vencer a energia de ligação e a remanescente é dada para o fotoelétron em forma de energia cinética. Após os fotoelétrons serem retirados é originada uma vacância em um orbital eletrônico do átomo que pode ser preenchida por um elétron de uma camada mais externa, resultando na emissão de Raios X característico ou de elétrons Auger em alguns casos. (Tinti, 2018)

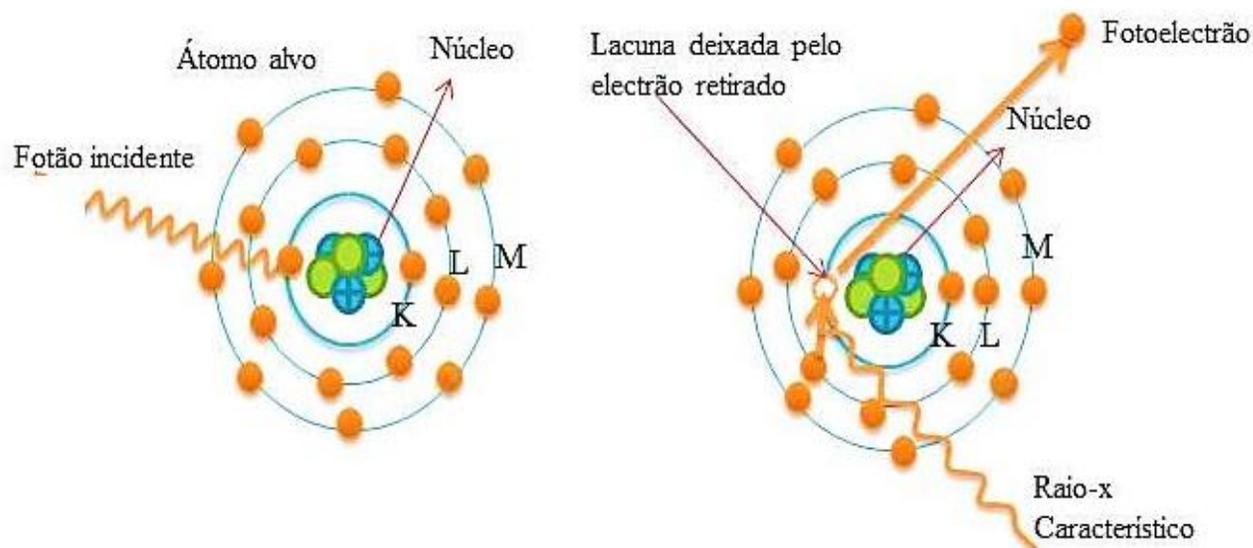


Figura 2. 7: Efeito Fotoelétrico. Fonte: Adaptado de (Tinti, 2018)

A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico é proporcional a $Z^4/(h\nu)^3$, sendo Z o número atômico do material absorvedor e $h\nu$ a energia do fóton incidente. A absorção fotoelétrica é o processo de interação predominante para fótons de baixa energia e para materiais atenuantes de alto número atômico. (Justino, 2022)

2.6.3. Efeito Compton

No efeito Compton, o fóton é espalhado por um elétron de baixa energia de ligação, que recebe somente parte de sua energia, continuando a sua sobrevivência dentro do material em outra direção e com menor energia. Como a transferência de energia depende da direção do elétron emergente e esta é aleatória, de um fóton de energia fixa podem resultar elétrons com energia variável, com valores de zero até um valor máximo. (Tauhata et al., 2013)

Assim, a informação associada ao elétron emergente é desinteressante sob o ponto de vista da detecção da energia do fóton incidente. A sua distribuição no espectro de contagem é aleatória, aproximadamente retangular. A energia do fóton espalhado E'_γ depende da energia do fóton

incidente E_γ e do ângulo de espalhamento θ , em relação à direcção do fotão incidente, dada pela expressão;

$$E'_\gamma = \frac{E_\gamma}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \quad (\text{Eq. 4})$$

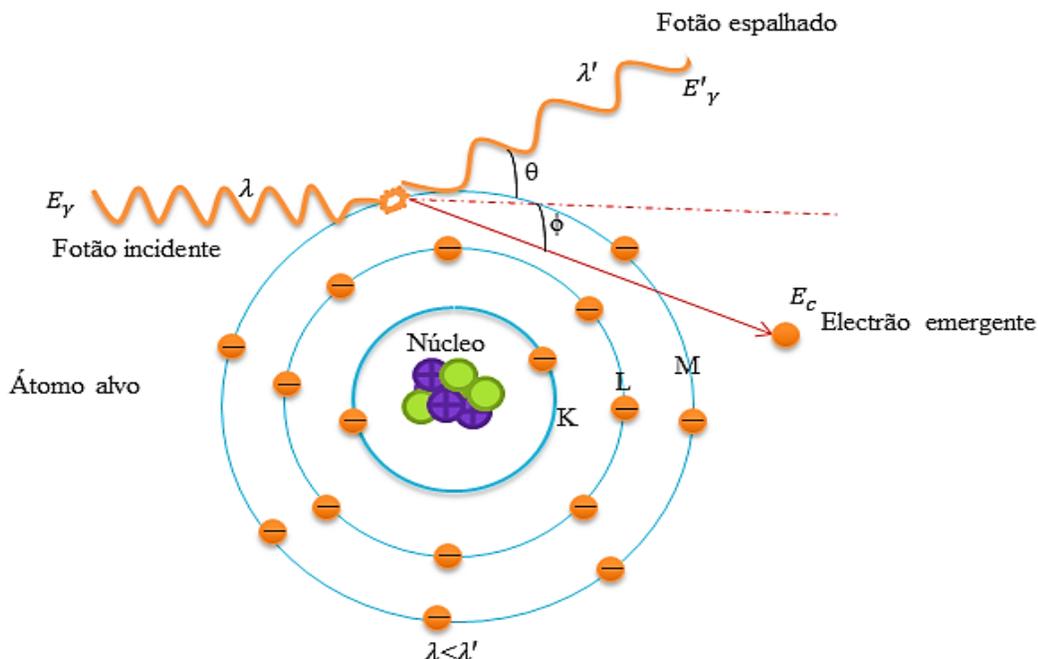


Figura 2. 8: Efeito Compton. Fonte: Adaptado de (Tauhata et all., 2013)

2.6.4. Atenuação da radiação electromagnética na matéria

A atenuação da radiação eletromagnética é a remoção de fotões de um feixe de raios X quando este atravessa a matéria. A atenuação é causada tanto pela absorção quanto por espalhamento dos fotões primários. O coeficiente de atenuação linear (μ) depende da energia do fotão e do material a ser atravessado. O coeficiente de atenuação linear pode ser calculado a partir da equação conhecida como lei da atenuação exponencial dada por:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (\text{Eq. 5})$$

Na qual I é a intensidade do feixe transmitido associado à intensidade do feixe incidente, I_0 , e x é a espessura do material.

2.7. Dosimetria das radiações

A medida da dose absorvida no paciente é importante para avaliar a quantidade de radiação recebida pelo mesmo e o risco de indução de cancro. Para a avaliação, pode-se utilizar a grandeza kerma ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$). No entanto, em mamografia, tem atualmente sido mais comum utilizar a dose glandular média (DGM), pelo facto de levar em consideração o efeito da atenuação da radiação ao longo da profundidade da mama (IAEA, 2011).

2.7.1. Kerma no Ar na Superfície de Entrada (ESAK)

A transferência de energia de um feixe de fótons para um meio é um processo que decorre em duas etapas. A primeira etapa envolve as interações dos fótons com os átomos do meio e consequente produção de eletrões secundários e a segunda envolve a transferência de energia cinética desses eletrões para o meio através de várias excitações e ionizações dos átomos.

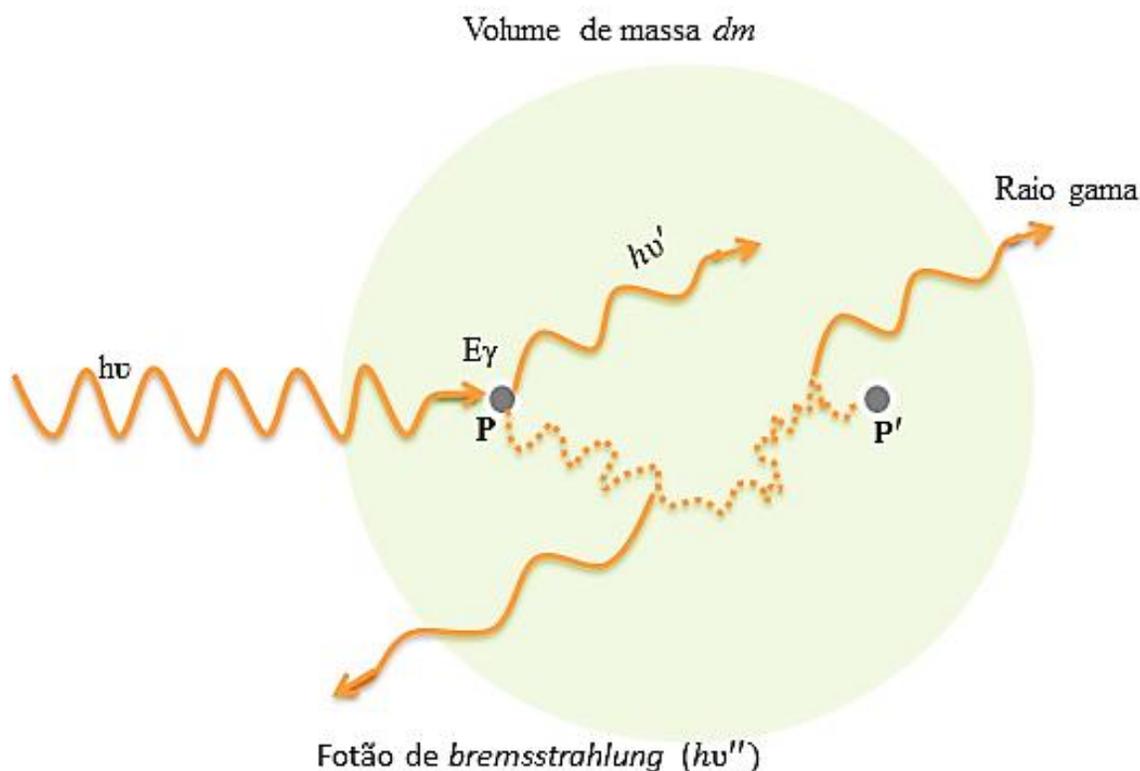


Figura 2. 9: Kerma no Ar na Superfície de Entrada. Fonte: Adaptado de (Fatana, 2012)

A figura ilustra o processo de transferência de energia do fóton no volume de massa dm . O fóton interage com o meio no ponto P e transfere parte da sua energia na forma de energia cinética aos electrões. O electrão, por sua vez, transfere a energia ao meio através de pequenas colisões entre o ponto P e P'. A transferência de energia em P é designada por kerma e entre o ponto P e P' designa-se por dose absorvida. Esta quantidade K, descreve a interação inicial do feixe com o meio e define-se por

$$K = \frac{dE}{dm} \quad (\text{Eq. 6})$$

onde dE é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas libertadas por partículas ionizantes não carregadas numa massa dm .

A unidade SI da kerma é expressa em J/Kg, contudo por razões históricas utiliza-se o gray (Gy). A kerma deve ser sempre definida tendo em conta o material onde ocorreu a interação (por exemplo: kerma no ar, etc.).

2.7.2. Dose na Superfície de Entrada (ESD)

A ESD é definida como a dose absorvida no ar, no ponto de intersecção do eixo do feixe de radiação com a superfície de entrada do paciente, incluindo a radiação retrodispersa. A ESD obtém-se a partir da grandeza ESAK, multiplicando-a pelo fator de retrodifusão adequado e expressa-se em unidades mGy. Os fatores de retrodifusão dependem da energia do feixe incidente, do tamanho do campo e do meio.

2.7.3. Dose Glandular Média (AGD)

A AGD é a dose média absorvida no tecido glandular numa mama uniformemente comprimida. O valor da AGD depende de fatores como a qualidade do feixe incidente (HVL), espessura e composição da mama. Em mamografia, a utilização de fótons de baixa energia tem de ser ponderada com os requisitos de baixa dose já que estes são fortemente absorvidos pela mama, aumentando a AGD tal como descrito na figura 2.10 (a). Por outro lado, mamas da mesma densidade com diferentes espessuras necessitam de diferentes doses, tal como é representado na figura 2.10 (b), para mamas fibroglandulares. Para a mesma energia dos fótons e mesma composição do tecido glandular, a AGD aumenta com a espessura da mama.

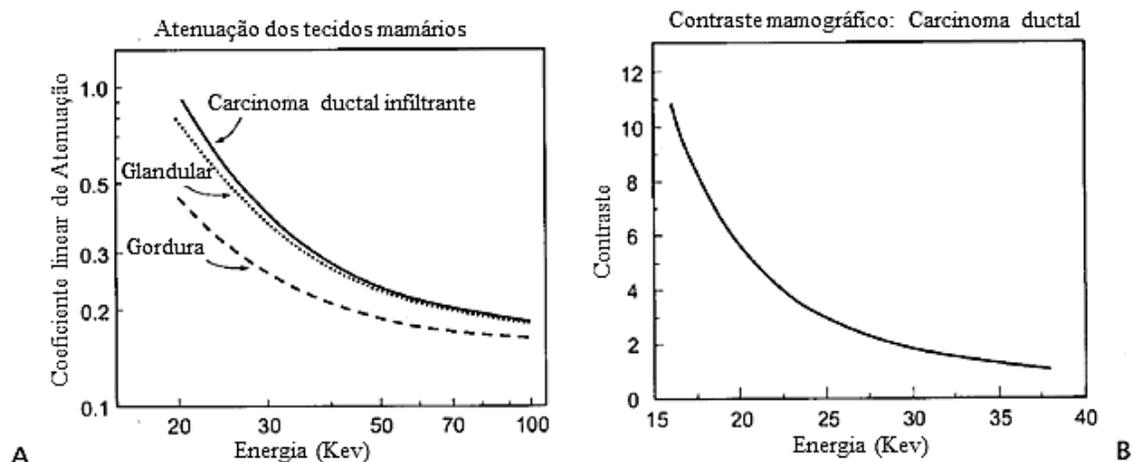


Figura 2. 10:(a) Variação da dose glandular média em função da energia dos fótons para mamas de espessura de 8 e 2 cm. (b): variação da dose glandular média para mamas fibro glandulares.

Se o valor da espessura e da composição da mama não forem conhecidos, a AGD a apresentar será calculada relativamente a uma mama de referência. A AGD não pode ser medida diretamente mas pode ser estimada para mamas típicas simuladas com PMMA ou mesmo para mamas em estudos clínicos.

2.8. Proteção Radiológica

A proteção radiológica, também denominada radioproteção, é um conjunto de medidas que visam proteger o homem, seus descendentes e meio ambiente contra possíveis efeitos causados pela radiação ionizante.

2.8.1. Princípios fundamentais de proteção radiológica

Alguns auctores definem os objectivos da proteção radiológica como sendo a prevenção ou redução ao mínimo os danos somáticos e a degenerescência da constituição genética da população, mas de acordo com as recomendações do ICRP "*International Commission on Radiological Protection*" pode-se dizer que os objectivos básicos da radioproteção é a manutenção e conservação das condições apropriadamente seguras para as actividades envolvendo exposição humana. Sendo assim, três princípios fundamentais são importantes para consolidar a proteção radiológica: Justificação, Otimização e Limitação de Dose (Andreucci, 2019)

Princípio da Justificação: Nenhuma prática deve ser adotada a menos que sua introdução produza um benefício positivo para a sociedade;

- **Princípio da Otimização:** Toda exposição deve ser mantida tão baixa quanto razoavelmente possível levando-se em conta factores económicos e sociais ;
- **Princípio da Limitação de Dose (ALARA) :** As doses equivalentes para os indivíduos do público não devem exceder os limites recomendados para as circunstâncias apropriadas.

Segundo o DL49/2018 artigo 15.º, verificar-se que o limite da dose efectiva para trabalhadores expostos é fixado para 20 mSv por ano em média e em 100mSv por um período de cinco anos consecutivos, na condição desse valor não ultrapassar uma dose efetiva máxima de 50mSv em cada ano.

2.8.2. Factores de protecção radiológica

A redução da exposição pode ser feita através de três factores estratégicos que são: o controlo do tempo de exposição, distância em relação a fonte e blindagem em relação a fonte. Estes factores seguem o princípio de optimização da protecção radiológica, ALARA.

Tempo: Quanto menor for o tempo de exposição à fonte, menor será a radiação recebida da mesma. A dose acumulada por uma pessoa que trabalha numa área exposta a uma determinada taxa de dose é directamente proporcional ao tempo em que ela permanece na área. Essa dose pode ser controlada pela limitação desse tempo:

$$Dose = taxa \cdot Tempo \quad (Eq. 7)$$

Distância: Quanto mais distante da fonte menos radiação poderás receber durante a emissão da mesma. Para uma fonte punctiforme, emitindo radiações em todas as direcções, o fluxo, que é proporcional à taxa de dose numa determinada distância r da fonte, é inversamente proporcional ao quadrado dessa distância.

Blindagem: Este factor tem como objectivo barrar os raios ionizantes proveniente da fonte, reduzindo dessa forma a quantidade da radiação que poder-se-ia receber.

Em certas situações, principalmente quando se opera com fontes intensas ou níveis elevados de radiação, além de colimadores, aventais, labirintos e outros artefactos, é necessário introduzir outro factor a blindagem como sendo um factor que vem reforçar. A escolha do material de blindagem depende do tipo de radiação.

2.8.3. Controlo de qualidade em Mamografia

O objectivo da mamografia é a visualização do tecido mamário por meio de uma imagem radiográfica com alta resolução espacial e de contraste, utilizando a menor dose de radiação possível. Isso está directamente relacionado com o bom desempenho do equipamento de raios X, do sistema de registro de imagens, dos acessórios, das técnicas radiográficas utilizadas e da rotina de trabalho. (Jr., 2016). Para verificação desses todos parâmetros deve-se realizar um conjunto de testes que define o Controlo de qualidade em mamografia de modo a assegurar a qualidade da imagem em mamografia. Esses testes têm como base os requisitos técnicos da mamografia estabelecidos pela AIEA, Portaria nº 453/98, ANVISA/ Ministério da Saúde (MS), "Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico", e na experiência de grupos que realizam o controlo de qualidade de equipamentos para mamografia. (João Emílio Peixoto, 2007)

Capítulo 3 : Matérias e Métodos

3.1. Materiais

os Materiais usados durante a realização deste trabalho são:

3.1.1. MagicMaX Universal e cabos de conexão



Figura 3. 1: MagicMaX Universal. Fonte: adaptado de (IBA Dosimetry GmbH, 2013)

A unidade básica MagicMaX Universal possui um canal para detector único, um canal para múltiplos detectores e um canal para o conector USB .

- Conector USB- Ele conecta a unidade básica a um PC através de um cabo USB fornecido pela IBA.
- Plugue Lemo- Ele conecta o canal de detector único a RQA, RQM, uma sonda de corrente MagicMaX ou MM-LS.
- Plugue múltiplo-Ele conecta o canal multidetector a um multidetector semiconductor, XM ou XR, ou a uma câmara de ionização.

3.1.2. Multidetector semiconductor



Figura 3. 2: Multidetector XM. Fonte: adaptado de (IBA Dosimetry GmbH, 2013)

- Este tem a função de medir a dose, taxa de dose, tempo de exposição, PPV, kVp, HVL e a filtração total.
- As duas áreas circuladas são os pontos de referência para calibração de Dose e kV, respectivamente. Os círculos impressos no detector semiconductor indicam a área ativa do detector.

3.1.3. Software MagicMaX

O Software MagicMax Universal foi utilizado como um electrómetro cujo o diagrama está ilustrado na figura abaixo.

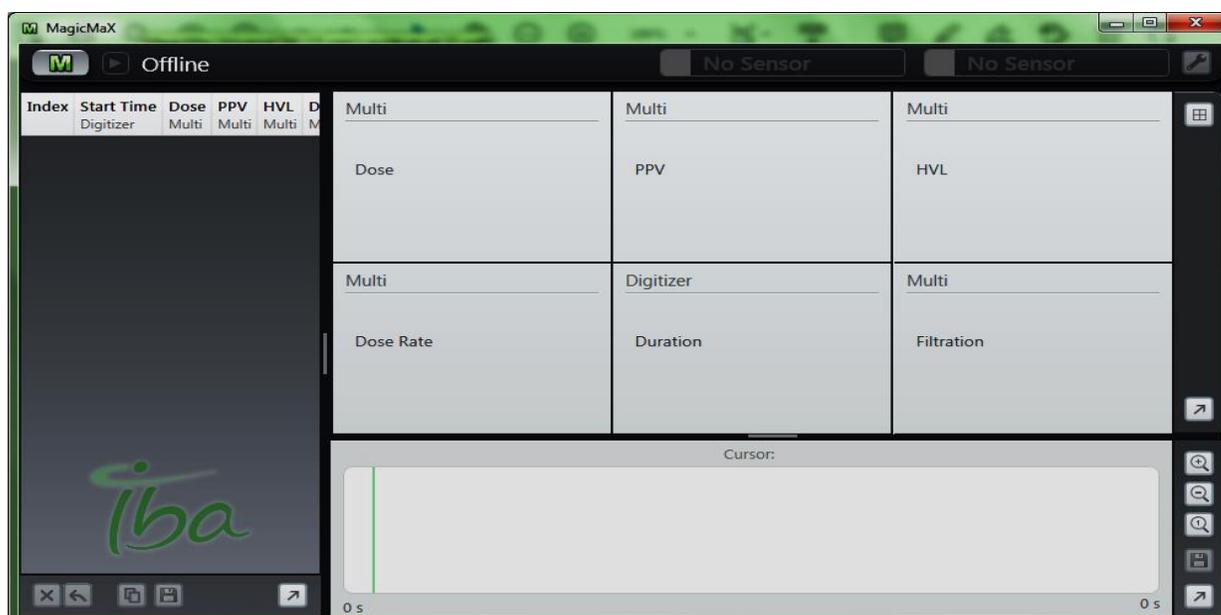
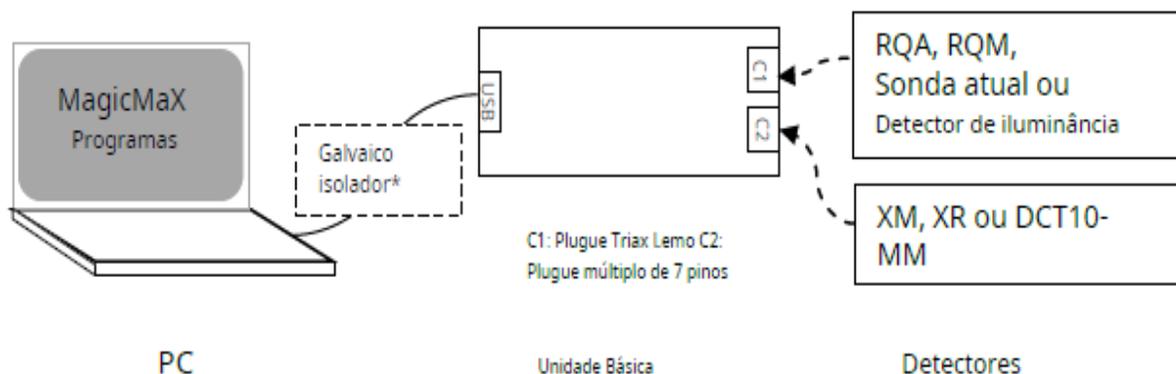


Figura 3. 3: Softwer magicmax. Fonte: Autor

Software MagicMaX instalado em um PC fornece as configurações e comandos ao MagicMaX Universal para medições, processamento de dados medidos, e exibição ou exportação dos resultados para arquivos como Excel. (IBA Dosimetry GmbH, 2013)

3.1.4. Placas de Acrílico, com diferentes espessuras

São placas semi-circulares que simulam diferentes espessuras da mama adquiridas em um kit de materiais de controlo de qualidade em mamografia de Artinis, fornecido pela ANEA.



Figura 3. 4: Placas de acrílico de polimetilmetacrilato (pmma). Fonte: Autor

3.1.5. Fantoma de Mama

Fantoma é composta por uma inserção de cera contendo seis fibras de nylon, cinco grupos de manchas de óxido de alumínio (seis manchas em cada grupo) comumente chamados de microcalcificações e cinco discos que simulam massas densas. Estas estruturas estão configuradas da seguinte forma:

- Fibras com diâmetros de 1,56 mm, 1,12 mm, 0,89 mm, 0,75 mm, 0,54 mm e 0,40 mm;
- Grupos de microcalcificações simuladas com diâmetros de 0,54 mm, 0,40 mm, 0,32 mm, 0,24 mm e 0,16 mm.
- Massas com espessuras de 2,0 mm, 1,0 mm, 0,75 mm, 0,5 mm e 0,25 mm

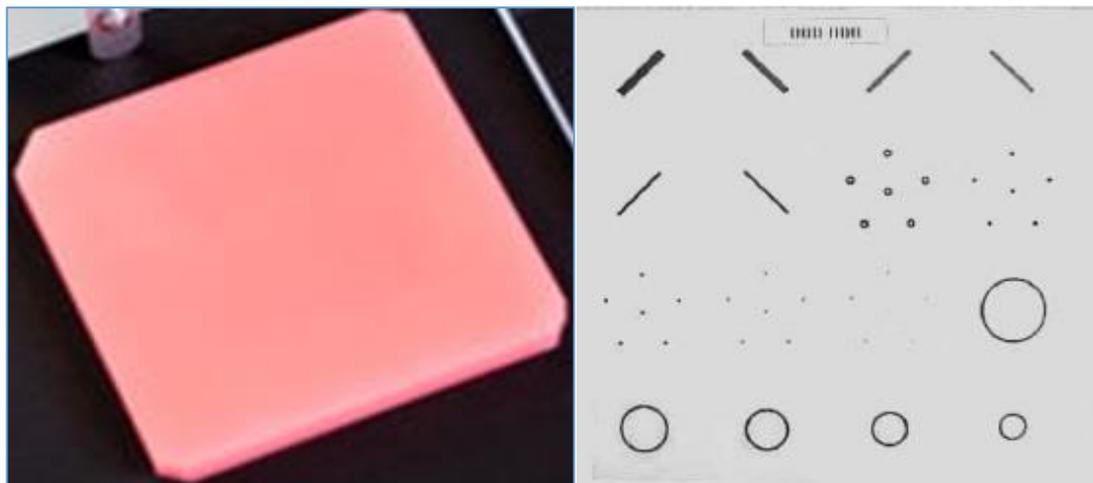


Figura 3. 5: Representação esquemática do Phantom de ACR. Fonte: Autor



Figura 3. 6: Mamografo do HCM utilizado durante a pesquisa. Fonte: Autor

Este é um mamografo instalado no serviço de Radiologia Diagnostica do HCM com as seguintes características: *modelo Planmed clarity*; *SN:CTY 288446*; tipo de tubo: M113T; tensão máxima 35 Kv; tamanho de ponto focal de 0,1/0,3mm; e uma filtração total de 60 μ m Rh, e 75 μ m Ag.

3.2. Métodos

Para a elaboração deste trabalho foram realizados os testes de controlo de qualidade do equipamento no Mamógrafo *Digital Planmed Clarity*, testes dosimétricos e os de qualidade de Imagem no Serviço de Radiologia do Hospital Central de Maputo (HCM), em conformidade com os protocolos estabelecidos na *IAEA HUMAN HEALTH (SERIES: N° 02, N° 39, N° 47 e N° 57)*. Todos os procedimentos essenciais para a realização dos testes e a sua interpretação estão listados no presente capítulo e de forma detalhada nos documentos da AIEA.

3.2.1. Princípio do Funcionamento do Mamógrafo

As principais componentes de um mamógrafo são: o gerador elétrico; o tubo de Raios X; a bandeja de suporte da mama (bucky) que é a mesa onde é apoiada a mama e onde fica o receptor de imagem (cassete) com a grade e o dispositivo de controlo automático de exposição (AEC); a placa de compressão; e o painel de controlo (Flores, 2017). Um esquema com as principais partes de um aparelho de mamografia pode ser visto na pagina asseguir.

A geração dos Raios X em um mamógrafo ocorre dentro de um tubo submetido a vácuo, no seu interior há um ânodo, que no caso dos mamógrafos é um filamento de molibdênio. O filamento é aquecido e devido a excitação termal ocorre a libertação de elétrões do cátodo. O feixe de elétrões é acelerado e canalizado na direção do ânodo induzido pelo campo eléctrico, gerado pela diferença de potencial aplicada no tubo. Os elétrões irão se chocar contra o alvo que é constituído por um material de alto número atômico. Ao atingir o alvo, na região denominada de ponto focal, parte da energia cinética é perdida ocorrendo a transferência de energia para os elétrões do ânodo, e apenas 0,1% da sua energia cinética é transformada em foctões de Raios X, o resto é dissipado na forma de calor (Oliveira M. M., 2019).

O feixe de Raios X é direcionado para fora do tubo passando por uma janela de vidro e por um filtro constituído por uma fina camada de alumínio, molibdênio ou radio, para que os foctões de menor energia possam ser filtrados, pois a sua energia não é suficiente para penetrar na pele. Finalmente o feixe de Raios X passa pelos colimadores para ser focalizado (DOUGHERTY, 2009).

O controlo da exposição radiográfica ocorre de duas maneiras pelo profissional que opera o equipamento:

(i) Controlo da tensão de pico aplicada ao tubo (kVp). Quanto maior a tensão de pico aplicada maior será a penetração dos feixes de Raios X, ou seja, os fotões terão mais energia e poderão atravessar um maior número de estruturas.

(ii) Controlo da corrente eléctrica e do tempo de exposição (mAs) do feixe de Raios X (produto corrente tempo). Esse parâmetro afeta directamente a quantidade de fotões de Raios X produzidos e, conseqüentemente, a dose de radiação e o ruído quântico presente na imagem.

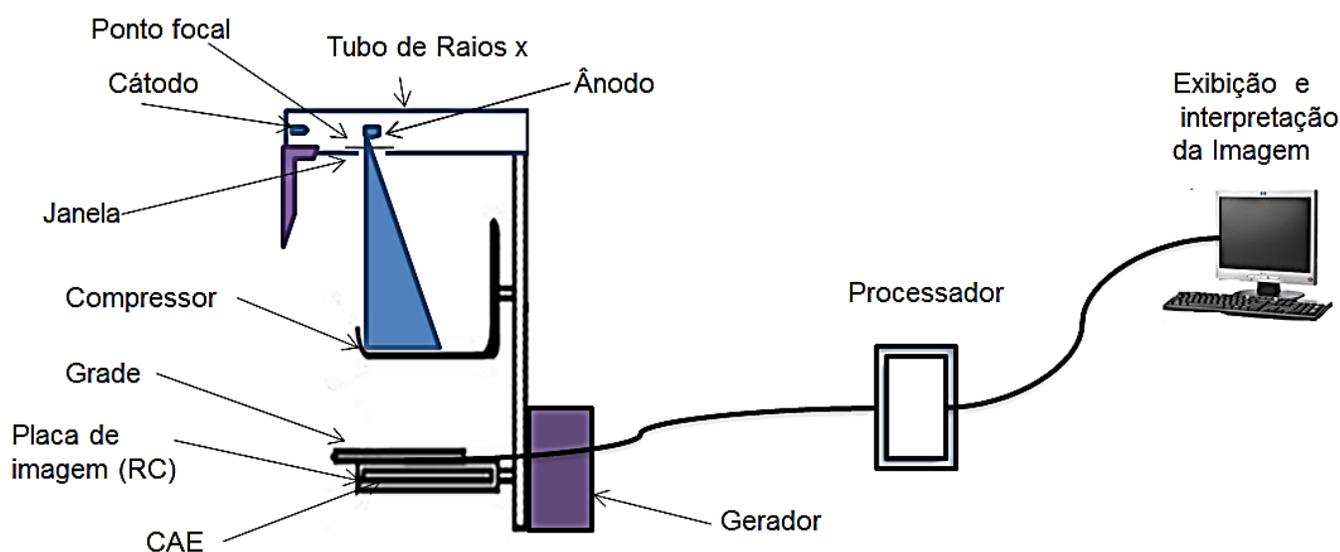


Figura 3. 7: Representação esquemática da disposição de um Mamógrafo. Fonte: Autor

Ao chegar no tecido os Raios X irão interagir com o corpo humano de duas maneiras, através de absorção fotoelétrica ou por Espalhamento Compton (espalhamento incoerente ou inelástico). No primeiro tipo de interação o tecido atingido atenuará a energia dos raios e pode até impedir totalmente a sua propagação. No segundo caso, que é um efeito indesejado pelo facto de causar ruído e borramento na imagem resultante, os raios mudam sua trajetória ao atingir o tecido. (Oliveira,2017)

3.2.2. Testes do Equipamento Radiológico

3.2.2.1. Teste de reprodutibilidade do controlo automático de exposição(AEC)

Esse teste consiste em avaliar a reprodutibilidade do Controlo Automático de Exposição(AEC). E tem a sua frequência Anual ou depois de reparos. Durante a realização do teste deve se medir a densidade óptica (DO) na linha central da imagem, a 4 cm da parede torácica e calcular o coeficiente de variação (CV) das densidades ópticas obtidas.

$$CV = \frac{\sigma}{DO_{\text{médio}}} \quad (\text{Eq. 8})$$

Onde:

$DO_{\text{médio}}$ = média das medidas de densidade óptica.

σ = Desvio padrão.

Na interpretação dos resultados deve se ter em conta que a reprodutibilidade da densidade óptica: o coeficiente de variação deve ser $\leq 0,05$

3.2.2.2. Teste de desempenho do controlo automático de exposição

O teste tem o objectivo de avaliar a compensação do AEC para diferentes tensões e espessuras de fantoma e tem a sua frequência Anual excepto após o reparo. Por tanto deve se medir a densidade óptica na linha central da imagem a 4 cm da parede torácica e calcular-se a diferença dos valores das densidades ópticas máxima e mínimas obtidas. A diferença entre as densidades ópticas: deve ser $\leq 0,30$ (desejável: $\leq 0,15$)

3.2.2.3. Teste de exactidão e reprodutibilidade do tempo de exposição

Esse teste tem como objectivo avaliar a exactidão e a reprodutibilidade do indicador de tempo de exposição e a sua frequência mínima é de um ano.

Para a execução deve se definir três valores de tempo normalmente utilizados, seleccionar-se um valor de tensão nominal normalmente utilizado (p.ex.: 28 kVp), um valor de mAs e o primeiro valor de tempo de exposição definido, e fazer-se quatro exposições para cada valor de tempo definido. Feito esses todos os passos procede-se com o cálculo de Exactidão para cada tempo seleccionado, calcular-se a média dos valores obtidos e o desvio d(%) e a reprodutibilidade segundo as equações que se seguem.

$$d(\%) = 100 \frac{t_{nom} - t_{medio}}{t_{nom}} \quad (\text{Eq. 9})$$

$$R(\%) = 100 \frac{t_{max} - t_{min}}{(t_{max} + t_{min})/2} \quad (\text{Eq. 10})$$

Onde:

t_{nom} é o valor seleccionado no equipamento.

Deve se ter em conta que a exactidão deve ser $\pm 10\%$ e a reprodutibilidade deve ser $\leq 10\%$.

3.2.2.4. Teste de ponto focal

Esse teste consiste em Avaliar as dimensões do ponto focal, e a sua frequência mínima é de um ano ou após a troca do tubo. Para a sua leitura deve se determinar factor de magnetização (m), correcção para o eixo de referência (a_{ref}), tamanho do ponto focal na direcção perpendicular ao eixo ânodo-cátodo (f_{perp}), e calcular o tamanho do ponto focal na direcção paralela ao eixo do ânodo-cátodo (f_{paral}).

$$m = \frac{d_{fi}}{d_{fi}} \quad (\text{Eq. 11})$$

$$a = \frac{[I - s(m+1)]}{m} \quad (\text{Eq. 12})$$

$$a_{ref} = a \cdot \left\{ 1 - \frac{tg(\theta - \varphi)}{tg\theta} \right\} \quad (\text{Eq. 13})$$

$$f_{perp} = \frac{\pi\theta}{180(m-1)} \cdot d_{perp} \quad (\text{Eq. 14})$$

$$f_{paral} = \frac{\pi\theta}{180(m-1)} \cdot d_{paral} \quad (\text{Eq. 15})$$

Onde:

d_{fi} = distância do padrão fenda ao plano da m = factor de magnificação.

imagem.

s = largura da abertura da fenda.

d_{ff} = distância do ponto focal ao padrão fenda.

θ = Ângulo efectivo.

I = dimensões medidas da imagem (largura).

φ = Ângulo de referência

Os valores encontrados para os pontos focais devem estar dentro dos limites recomendados pela NEMA (*National Electrical Manufacturers Association*):

Tabela 3. 1: Quadro. Tamanhos de ponto focal recomendadas pela NEMA

Tamanho nominal do Ponto Focal	Máximas dimensões recomendadas	
	Largura (mm)	Comprimento (mm)
0,10	0,15	0,15
0,15	0,23	0,23
0,20	0,30	0,30
0,30	0,45	0,65
0,40	0,60	0,85
0,50	0,75	1,10
0,60	0,90	1,30

3.2.2.5. Força de compressão

A força de compressão pode ser medida com uma balança comum de chão. Posiciona-se a balança em cima da bandeja de suporte da mama coberta com uma toalha, para evitar que se danifique o dispositivo de compressão. Em seguida, efectua-se a compressão, observando o valor medido em quilogramas. Quando o equipamento tiver indicador de compressão no console, torna-se necessário verificar se o valor corresponde à força de compressão indicada.

Força de compressão medida: (kg) deve estar entre 11 e 18kg.

3.2.2.6. Teste de exactidão e reprodutibilidade da tensão do tubo

Esse teste tem como objectivo Avaliar a exactidão e a reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X. e a sua frequência mínima é de 1 ano ou quando houver manutenção correctiva ou modificação que possa ter influência na tensão do tubo.

Deve se Medir o kVp de leitura directa, calibrado na faixa de tensão utilizada em mamografia, com exactidão de ± 1 kVp e precisão de 0,5 kVp. E calcular para cada valor de tensão, a média das leituras obtidas.

Determinar, para cada valor de tensão, o desvio (d) entre os valores nominais e os valores médios, e para a Reprodutibilidade calcular o coeficiente de variação (CV) utilizando as relações abaixo:

$$d_{\%} = 100 \frac{KVp_{nom} - KVp_{medio}}{KVp_{nom}} \quad (\text{Eq. 16})$$

$$CV = \frac{\sigma}{KVp_{medio}} \quad (\text{Eq. 17})$$

onde:

KVp_{nom} = valor nominal seleccionado no equipamento.

KVp_{medio} = média das medidas realizadas, para cada valor de tensão.

σ = desvio padrão.

Deve se tomar em conta que a exactidão deve estar dentro de $\pm 5\%$ e a reprodutibilidade deve ser $\leq 0,02$.

3.2.2.7. Teste de sistema de colimação

Esse teste tem como objectivo avaliar a coincidência entre o campo de radiação e o campo luminoso, o alinhamento entre as bordas dos campos e o ajuste da borda da bandeja de compressão à borda do receptor de imagem, e tem como sua frequência mínima de 1 ano ou sempre após o reparo. Utilizando o filme colocado sobre o suporte de mama, medir os desvios entre as bordas do campo de raios X e do campo luminoso. Para cada um dos eixos do filme, calcular o desvio $d_{(\%)}$ utilizando a relação a seguir:

$$d_{(\%)} = \frac{d_1 + d_2}{DEF} \times 100 \quad (\text{Eq. 18})$$

onde:

d_1 e d_2 são as distâncias medidas de cada lado do filme, e DFF é a distância foco-filme. Sobrepor os dois filmes para determinar o desvio entre as bordas da bandeja de

3.2.2.8. Teste de camada semi-redutora (CSR)

O objectivo desse teste é de verificar a qualidade do feixe, com frequência mínima de um ano ou após o reparo. Para a sua realização deve-se seleccionar o modo de operação manual e o valor de tensão mais próximo de 28 kVp (valor medido); seleccionar um valor de mAs que forneça uma leitura de aproximadamente 5 mGy; posicionar a câmara de ionização centralizada, a 4 cm da parede torácica, e acima do suporte de mama cerca de 5 cm; posicionar a bandeja de compressão o mais próximo possível do tubo de raios X; realizar duas exposições e anotar os valores das leituras; realizar exposições adicionando atenuadores de 0,1 mm até obter uma leitura abaixo da metade do valor inicial; anotar todas as leituras e retirar as lâminas de alumínio, realizar outra exposição e anotar a leitura.

Matérias

- Câmara de ionização e electrómetro.
- Suporte para câmara de ionização.
- Lâminas de 0,1 mm de espessura de alumínio com pureza de 99,99%.
- Registo do teste

Calcular o valor da CSR, utilizando a equação abaixo:

$$CSR = \frac{x_b \ln\left(\frac{2L_a}{L_0}\right) - x_a \ln\left(\frac{2L_b}{L_0}\right)}{\ln\left(\frac{L_a}{L_b}\right)} \quad (\text{Eq. 19})$$

onde:

L_0 = leitura inicial de exposição.

L_a = leitura de exposição imediatamente superior a $L_0/2$

L_b = leitura de exposição imediatamente inferior a $L_0/2$.

x_a = espessura de Al correspondente à leitura L_a .

x_b = espessura de Al correspondente à leitura L_b .

Deve se ter em conta que o valor obtido para CSR deve estar entre:

$kVp/100 + 0,03 \text{ mmAl}$ e $kVp/100 + C$

Tabela 3. 2: valores de c para o calculo da CSR/HVL (Xavier, Barros, Mello, & Khoury, 2014)

Combinação Ânodo/Filtro	Valor de C
Mo/Mo.	0,12
Mo/Rh	0,19
Rh/Rh	0,22
W/Rh	0,30
W/Ag	0,32

3.2.3. Testes Dosimetricos

3.2.3.1. Dose de entrada da pele e Dose glandular média

Esse teste tem o objectivo de estimar a dose na entrada da pele da mama para adoptá-la como representativa dos exames praticados no serviço e a sua frequência mínima é anual, ou após reparos que possam afectar a dose.

$$D = k_{ar} = M_{auto} \cdot N_{KQ_0} \cdot K_Q \cdot K_{TP} \quad (\text{Eq. 20})$$

$$M_{auto} = mAS_{AEC} \cdot \frac{\bar{M}}{mAS_{sel}} \quad (\text{Eq. 21})$$

$$D_G = g \cdot c \cdot s \cdot K_{ar} \quad (\text{Eq. 22})$$

Onde:

K_{ar} = Kerma no ar.

K_{TP} = factor de correcção para temperatura e pressão.

K_Q = factor de retro-espalhamento.

N_{KQ_0} = factor de calibração da câmara.

M_{auto} = dose ajustada

Tabela 3. 3: Factores de conversão g e c param o cálculo de D_G (IAEA, 2011)

HVL(mmAl)	g	c	produto entre c e g
0.30	0.155	1.109	0.172
0,35	0.177	1.105	0.196
0,40	0.198	1.102	0.218
0,45	0.220	1.099	0.242
0,50	0.245	1.096	0.269
0,55	0.272	1.091	0.297
0,60	0.295	1.088	0.321

Tabela 3. 4: Factor s para a combinação Ânodo-Filtro (IAEA, 2011)

Combinação ânodo-filtro	Espessura do filtro(μm)	Factor s
Mo/Mo	30	1,000
Mo/Rh	25	1,017
Rh/Rh	25	1,061
W/Rh	50-60	1,042
W/Ag	50-75	1,042

Tabela 3. 5: Valores de retro-espalhamento (IAEA, 2007)

HVL(mmAl)	0,25	0,3	0,35	0,4	0,45	0,5	0,55	0,6	0,65
Factor B	1,07	1,07	1,08	1,09	1,1	1,11	1,12	1,12	1,13

Tabela 3. 6: Níveis de referência de DGM segundo o Guia Europeu (European Commission , 2006)

ESPESSURA DE PMMA (CM)	ESPESSURA EQUIVALENTE DGM MÁXIMA (MGY)	
	A MAMA	Nível aceitável / Nível recomendado
2,0	2,1	<1,0 / < 0,6
3,0	3,2	< 1,5 / < 1,0
4,0	4,5	< 2,0 / < 1,6
4,5	5,3	< 2,5 / < 2,0
5,0	6,0	< 3,0 / < 2,4
6,0	7,5	< 4,5 / < 3,6
7,0	9,0	< 6,5 / < 5,1

3.2.3.2. Teste de Reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar

Esse teste tem como objectivo avaliar a constância da taxa de kerma para um dado mAs e a linearidade do rendimento, e tem como frequência mínima de um ano ou após reparo. Nesse teste, para cada valor de mAs deve se calcular o coeficiente de variação (CV) da taxa de kerma no ar, utilizando a equação abaixo:

$$CV = \frac{\sigma}{K_{medio}} \quad (\text{Eq. 23})$$

Feito isso, calcular o valor médio das leituras obtidas ($L_{\text{médio}}$), para cada valor de mAs, dividir cada valor médio pelo mAs correspondente ($R = L_{\text{médio}}/\text{mAs}$) e seleccionar o maior e o menor valor de R calcular a linearidade L(%).

$$L(\%) = 100 \frac{R_1 - R_2}{(R_1 + R_2) \sqrt{2}} \quad (\text{Eq. 24})$$

Onde:

$\sigma \Rightarrow$ Desvio padrão

L \Rightarrow Linearidade

3.2.4. Testes de qualidade da imagem

A qualidade da imagem em mamografia deve ser avaliada usando-se um simulador radiográfico de mama (fantoma). Esse objecto de teste simula uma mama comprimida entre 4 e 5 cm de espessura, podendo ter um aumento caso agregue-se mais placas de PMMA, e possui, no interior, detalhes que produzem imagens radiograficamente semelhantes às estruturas normais e anormais presentes na mama (microcalcificações, fibras, discos de baixo contraste e massas tumorais). Produz-se a imagem a ser avaliada radiografando-se o simulador com a técnica de 28 kV e usando-se o controlo automático de exposição.

3.2.4.1. Imagem para ser avaliada

Para estudo da qualidade da imagem, são avaliados na imagem obtida do simulador radiográfico: definição (resolução espacial), detalhes de alto contraste, limiar de baixo contraste, detalhes lineares de baixo contraste (tecido fibroso), massas tumorais e densidade óptica de fundo

3.2.4.2. Definição da imagem (resolução espacial)

Um dos parâmetros que determinam a qualidade da imagem clínica é a resolução espacial, cuja medida pode ser efetuada radiografando-se o simulador em quatro grades metálicas com as definições aproximadas de 12, 8, 6 e 4 pares de linhas por milímetro (pl/mm).

3.2.4.3. Detalhes de alto contraste

Um segundo aspecto, relativo à definição do sistema de produção da imagem, é a habilidade de visibilizar objectos de pequeno tamanho e alto contraste, tais como: microcalcificações. Os simuladores

radiográficos de mama possuem diversos conjuntos de objectos de material denso que simulam microcalcificações de tamanhos variados.

Capítulo 4 : Resultado e Discussão

4.1. Testes de qualidade do equipamento

4.1.1. Teste de exactidão e reprodutibilidade do tempo de exposição



Figura 4. 1: Montagem experimental do teste de exactidão e reprodutibilidade do tempo de exposição

Tabela 4. 1: Resultados do teste de exactidão e reprodutibilidade do tempo de exposição e a tolerância permitida pela AIEA

Combinacao anodo filtro W Rh						
Nº	K _{Vnom}	mAs	t _{nom} (s)	Tempo de exposição (s)	d(%)	R(%)
Esperiencias						
1	28	100		0,8776		
2	28	100		0,8778		
3	28	100		0,878	2,5	0,114
4	28	100	0,900	0,877		
5	28	100		0,8775		
Niveis de referencias		Exactidão= ±10				
AIEA		Reprodutibilidade ≤ 10				

Nº Experiencias	Kv _{nom}	mAs	t _{nom} (s)	Tempo de exposição (s)	d(%)	R(%)
1	28	125		1,0981		
2	28	125		1,0978		
3	28	125		1,0982	9,804	0,018
4	28	125	1	1,0979		
5	28	125		1,0982		

Nº Experiencias	Kv _{nom}	mAs	t _{nom} (s)	Tempo de exposição (s)	d(%)	R(%)
1	28	160		1,4068		
2	28	160		1,4063		
3	28	160		1,407	6,23	0,05
4	28	160	1,5	1,4063		
5	28	160		1,4066		

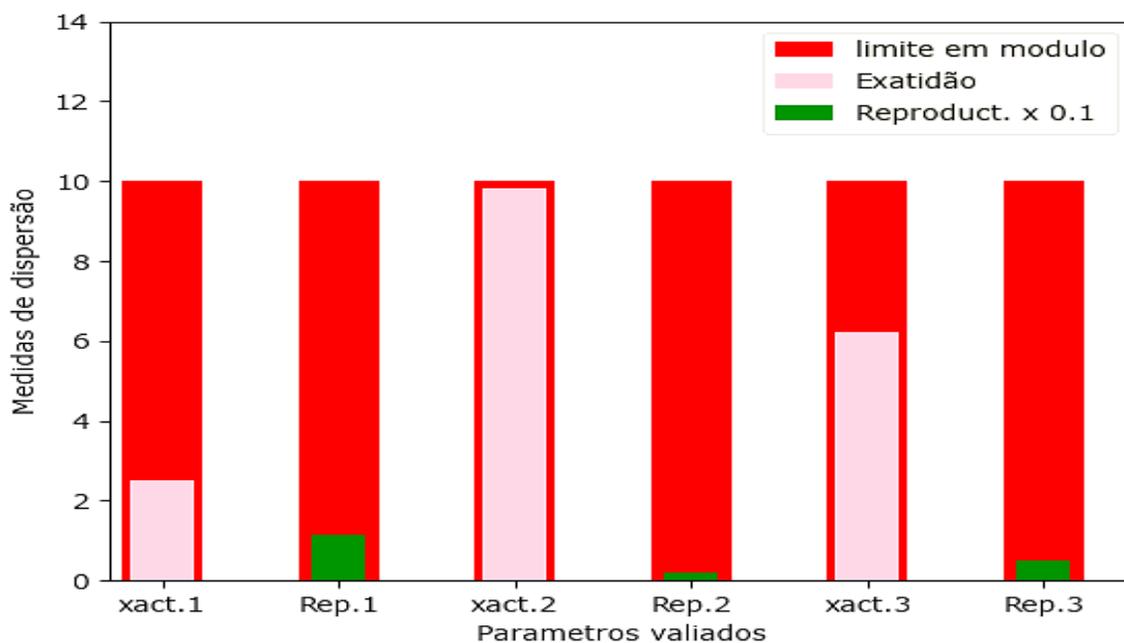


Figura 4. 2: Gráfico de Exactidão e reprodutibilidade do tempo de exposição

As barras em vermelho indicam o limite da dose estabelecida pela AIEA; as em cor de rosa representam o nível de exactidão alcançada e as de cor verde o nível alcançado pela reprodutibilidade do tempo de exposição.

Pode-se perceber, da figura 4.1, em conformidade com Tabela 4.1, que todos os valores de exactidão e reprodutibilidade estão dentro do padrão de desempenho adequado. Assim, para a realização dos testes, teve-se que dividir a média da dose de kerma no ar medido pela média da taxa de dose de kerma no ar medido. A partir do resultado dessa divisão, foi feito uma aproximação do tempo nominal, conforme a análise da média do tempo de exposição medido, isso porque o mamógrafo não fornecia um tempo nominal.

4.1.2. Teste de força de compressão

Para a interpretação do Teste a AIEA padronizou os valores que responde a conformidade e a não conformidade em aceitável para força máxima de compressão que não deve ser inferior a 150 N e não, superior a 200 N quando a compressão é de forma automática, para a compressão manual, a força máxima deve ser menor que 300 N, isso para uma Espessura exibida dentro de ± 5 mm da espessura do Fantoma.

Segundo a AIEA para a realização desse teste deve se ter uma balança que irá medir a força de compressão da bandeja compressora do mamógrafo, na impossibilidade de tê-lo foi feita a leitura que o monitor do mamógrafo ilustrou em que o valor variava de 190N-200N.



Figura 4. 3: Medida da Força de compressão a partir do monitor do mamografo do HCM

4.1.3. Teste de exactidão e reprodutibilidade da tensão do tubo

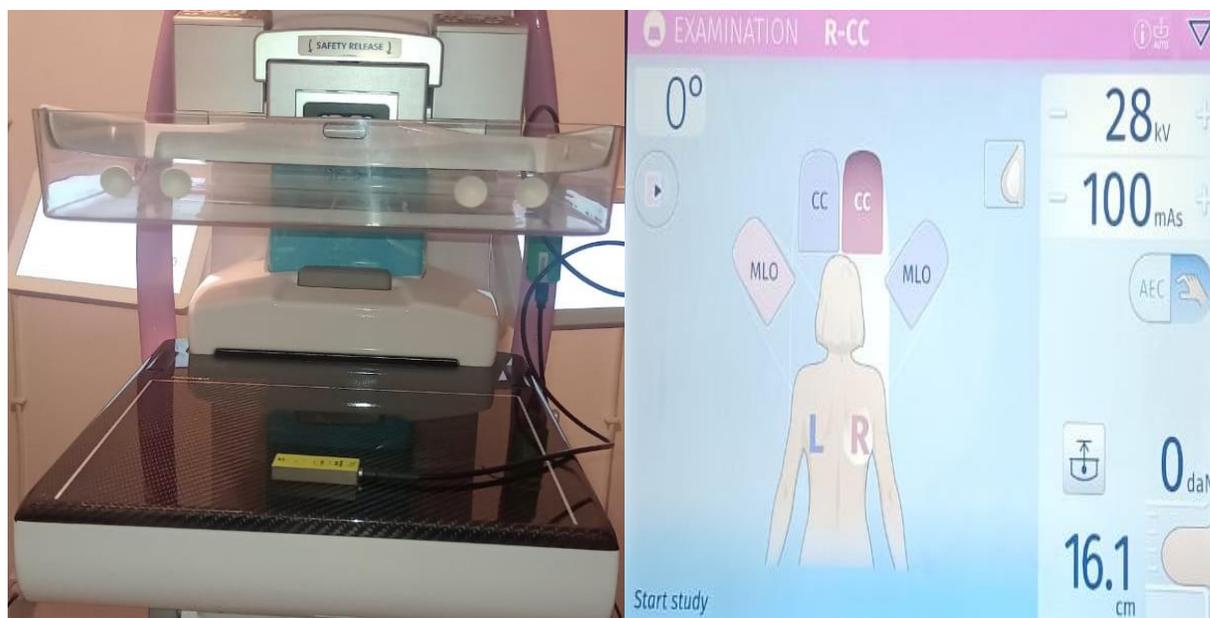


Figura 4. 4: Montagem experimental de teste de exactidão e reprodutibilidade da tensão do tubo

Tabela 4. 2: Resultado do teste de exactidão e reprodutibilidade da tensão do tubo

mAs escolhido 100										
K_{vnom}	Nº	1	2	3	4	5	Média	Desvio padrão(σ)	Reprodukti bilidade (Cv)	Exactidão d(%)
27	KV_{lido}	26,49	26,53	26,55	26,55	26,54	26,53	0,014	0,00518	1,74
28	KV_{lido}	27,31	27,3	27,28	27,27	27,27	27,27	0,023	0,00821	2,61
30	KV_{lido}	29,29	29,33	29,35	29,3	29,27	29,31	0,035	0,00767	2,30
32	KV_{lido}	31,45	31,46	31,49	31,45	31,43	31,46	0,02	0,000625	1,69

Níveis de referências Exactidão= $\pm 5\%$
AIEA Reprodutibilidade $\leq 0,02$

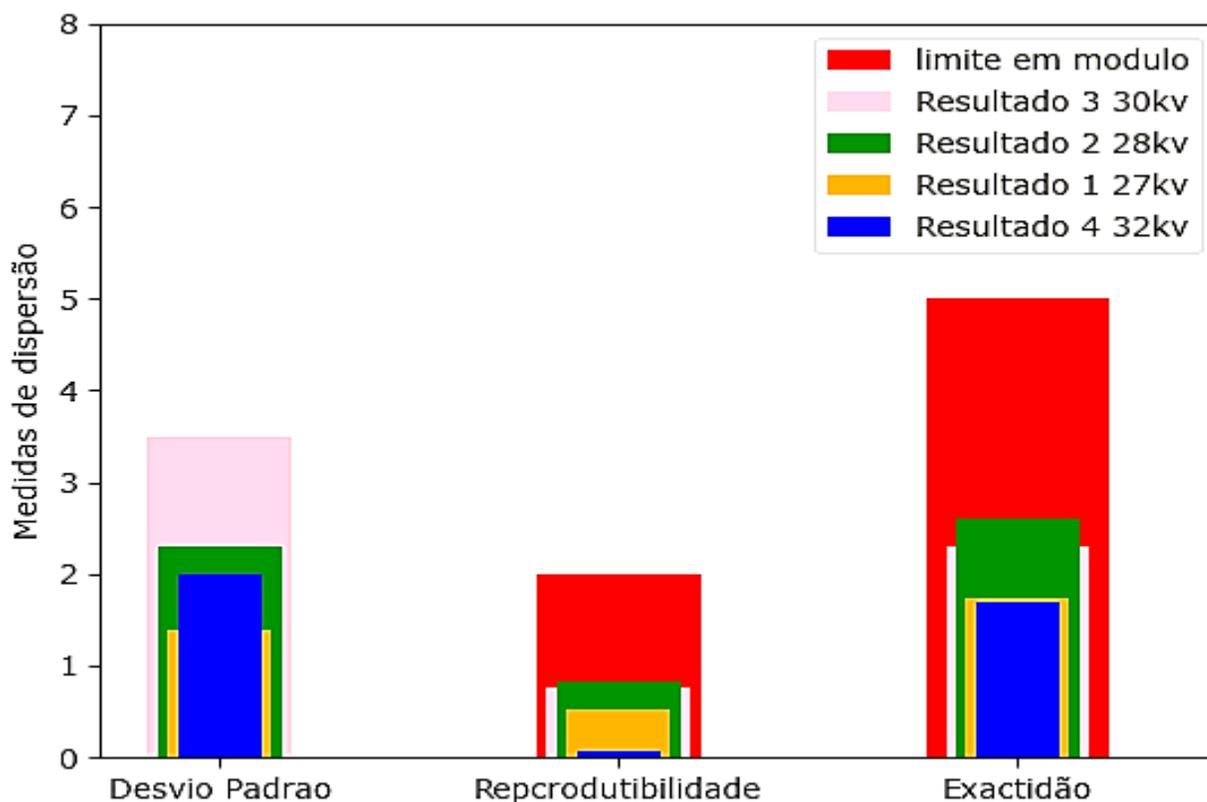


Figura 4. 5: Gráfico que ilustra o resultado de exactidão e reprodutibilidade da tensão do tubo.

Dos resultados obtidos na Tabela 4.2, Pode-se observar que os valores de exactidão e reprodutibilidade calculados para a tensão do tubo estão condizentes com os valores citados pela referência, ou seja, estão dentro do padrão de desempenho necessário do equipamento.

4.1.4. Teste de camada semi-redutora (CSR)

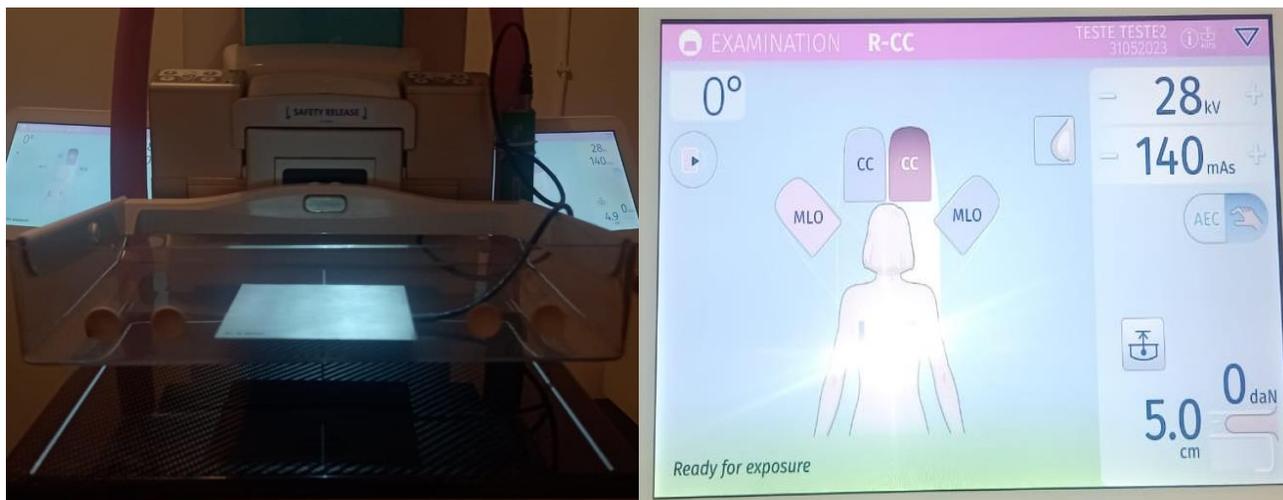


Figura 4. 6: Montagem experimental do teste de camada semi-redutora (CSR)

TABELA 4. 3: RESULTADOS OBTIDOS DO TESTE DE CAMADA SEMI-REDUTORA (CSR)

Parametros usados para dose de referência: 28,0KV; 140,0mAs

Nº	Dose (mGy)	Espessura(mm)	Camada-semi-redutora(CSR) em mmAl	Valor limite (CSR) em mmAl AIEA
1	5,008	0,0		
2	4,528	0,1		
3	3,103	0,5	0,48	0,31- 0,50
4	2,800	0,6		

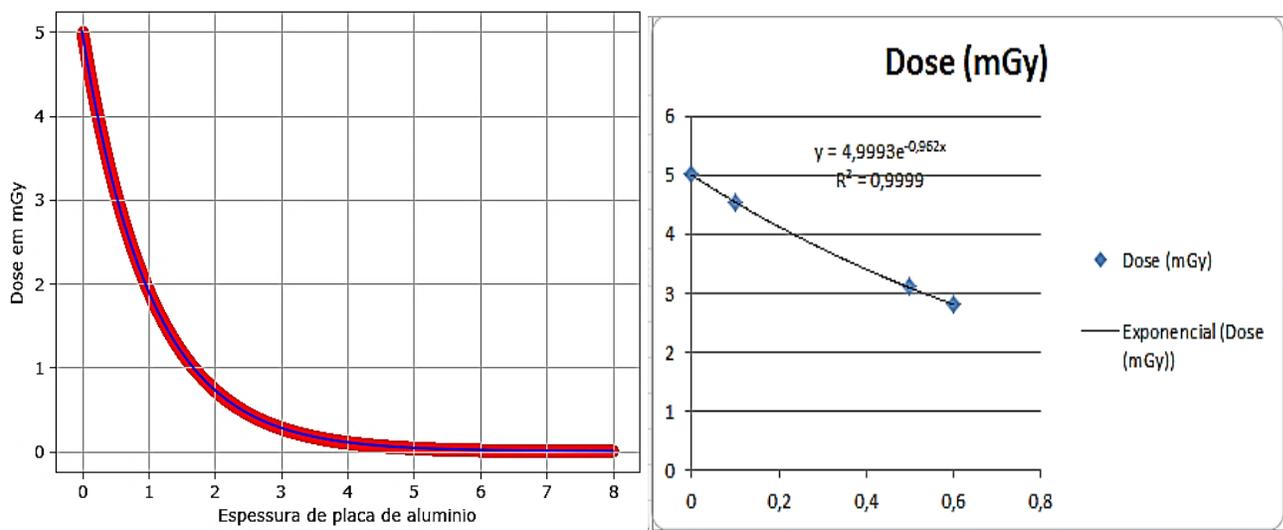


Figura 4. 7: Resultado do Teste de CSR

Para a interpretação desses dados foi usado o método de mínimos quadrados disponível no Excel para se obter uma função que pudesse ter um comportamento próximo de valores obtidos tal como mostra o gráfico à direita, portanto foi encontrada uma função com um coeficiente de correlação de $R^2 = 0,9999$ e uma função $y = 4,9993e^{-0,962x}$. A partir da função à direita usando o Python fez-se o gráfico demonstrado à esquerda.

Contudo, os resultados obtidos para o teste de camada semi-redutora mostram-se satisfatórios por estar dentro da referência estabelecida para o desempenho do equipamento Testes Dosimétricos.

4.1.5. Testes de dose de entrada na pele e dose glandular média

Tabela 4. 4: Resultado para os testes de dose de entrada na pele e dose glandular média

Valores obtidos com fantoma			Valores selecionados sem fantoma			Valores lidos e calculados				
mAs	Kv	Espessura	mAs	Kv	Distância	Dose (mGy)	kv	HVL (μm)	DEP (K _{ar}) mGy	DGM (mGy)
						7,250	29,22	640		
						7,30	29,01	630		
						6,695	28,73	630	8,43	
169,7	30	54 mm	160	30	5,5cm	6,788	28,65	630		2,82
						6,780	28,54	630		

			Média			7,035	28,83	632		
Valores optido com fantoma			Valores selecionados sem fantoma			Valores lidos e calculados				
mAs	Kv	Espessura	mAs	Kv	Distância	Dose (mGy)	HVL kv	DEP (K _i) mGy	DGM (mGy)	
						4,687	27,95	640		
134,5	29	43 mm	160	29	4,3cm	4,685	27,95	640		
						4,694	28,01	640	6,31	2,11
						4,687	27,95	640		
						4,697	28,05	640		
			Média			4,69	27,98	632		
Níveis de referencias AIEA para uma mama de 4,5cm			DEP ≤ 10 mGy para uma mama de 4,5cm							
			Recomendavel: 2,0mGy							
			DGM Aceitavel: 2,5mGy							

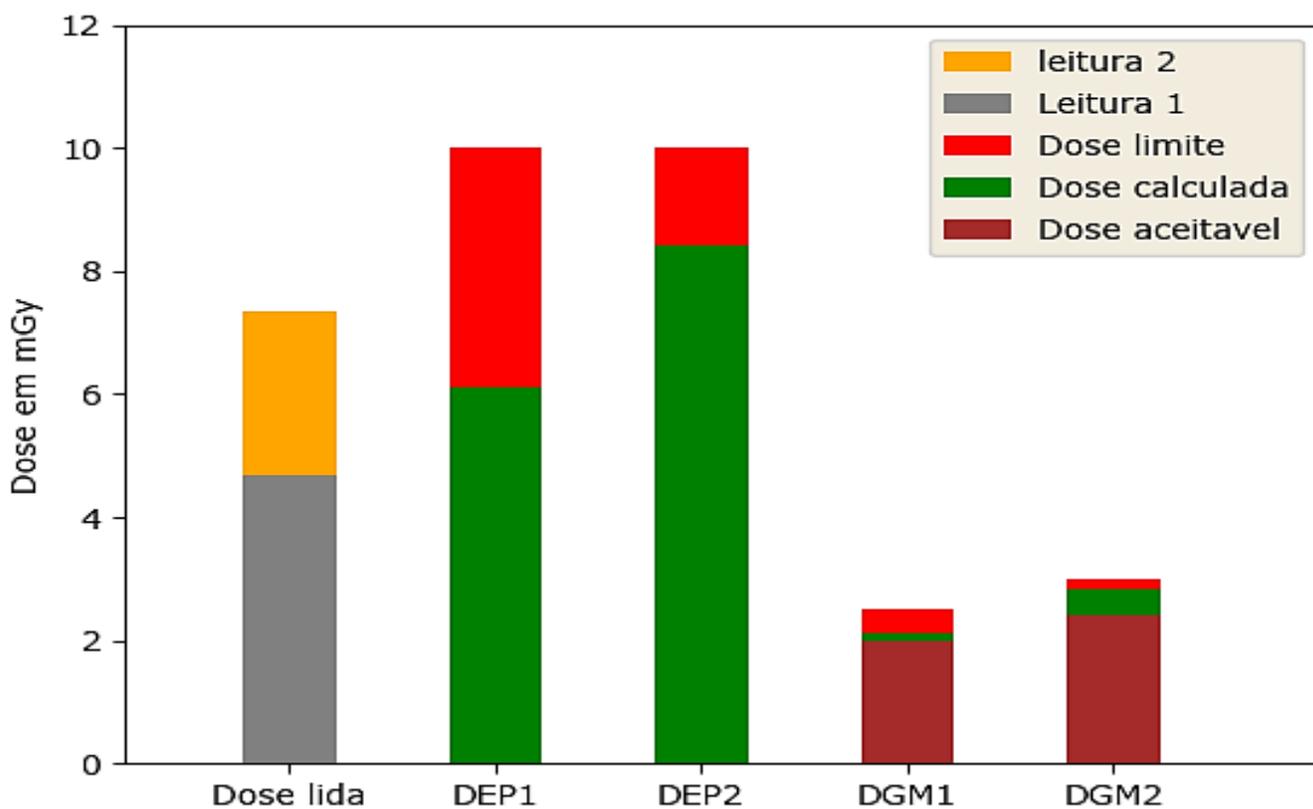


Figura 4. 8: Comparação da dose calculada e da dose recomendada da DEP e DGM pela AIEA.

Para esse estudo primeiro foi colocado um fantoma para fazer-se a leitura dos parâmetros técnicos e depois foi selecionado o controle manual de exposição e introduziu-se os parâmetros técnicos de forma aproximada, pois o mamógrafo não permitia-os na exatidão. O valor de CSR usado é o fornecido pelo o software Magic-Max no momento da exposição, no entanto pode-se notar do gráfico acima, que os valores de dose de entrada na pele estão em conformidade com os de referência estabelecida pela AIEA, e para o caso do valor da DGM tem-se um valor acima do valor de referência recomendável estabelecido pela comissão europeia, mas abaixo do nível aceitável como ilustra a tabela 3.6, este resultado é diretamente influenciado pelo facto de que o Mamógrafo não aceita selecionar valores exactos, comparavelmente aos valores que foram lidos com o fantoma.

4.1.6. Teste de reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar

Tabela 4. 5: Resultado de teste de reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar

		KV Escolhido 30										
mAs	Nº	1	2	3	4	5	média	σ	Cv	R	L(%)	
20	Dose	70,60	70,65	70,44	70,41	70,70	70,56	0,09	0,0008			
	Taxa de Dose (mR)	116,1	116,2	115,8	115,8	116,1	116,0	4	1	3,4	1	
40	Dose	138,3	138,4	138,1	138,1	138,1	138,2	0,34	0,0015		3,45	
	Taxa de Dose (mR)	228,6	229,0	228,0	228,4	228,2	228,44	4		3,4	5	
80	Dose	273,0	273,2	272,7	272,6	271,9	272,68	0,54	0,0015			
	Taxa de Dose (mR)	360,7	360,4	360,3	360,1	359,1	360,12	6		3,5	3	
Níveis de referências AIEA		Coeficiente Varicional					Recomendável: $\leq 0,05$ Aceitável: $\leq 0,10$					
		Linearidade					Recomendável: ± 10 Aceitável: ± 20					

Os resultados obtidos na Tabela 4.5, mostram que a reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar estão adequados aos valores citados pela referência, ou seja, estão em desempenho adequado

4.2. Testes de Qualidade da Imagem

Para o estudo da qualidade de imagem foi feito um estudo do alto e baixo contraste das imagens de fantoma em diferentes espessuras. Para radiografia dessas imagens, foi usado um Mamógrafo Digital Planmed Clarity 2D do HCM, em que a leitura das imagem é feita de forma computadorizada num monitor dedicado a este Mamógrafo.

Ao comparar as imagens nitidamente, percebe-se que a medida em que se aumenta a espessura da mama perde-se a qualidade de verificar as estruturas internas do fantoma , isto é para uma mama de espessura comprimida até aproximadamente 4,3cm tem se maior probabilidade de verificar as com nitidez as estruturas internas do que uma mama de espessura maior que é comprimida até aproximadamente 8,5 cm.

Para a avaliação das estruturas que se verificam nessas imagens apoiou-se das recomendações da (IAEA, 2009) que estabelece que para as fibras em que são totalmente visualizadas atribui-se uma pontuação de “1,0”, para o caso em que é parcialmente visualizado(mais de meia fibra) atribui-se uma pontuação de “0,5”, para o caso em que a visualização está abaixo da de mei fibra atribui-se uma pontuação de “0,0). Para o grupo das microcalcificações atribui-se uma pontuação de “1,0” para o caso em que se verifica 4 ou mais microcalcificações, atribui-se uma pontuação de “0,5” para o caso em que se verifica 2-3 ou mais microcalcificações e atribui-se uma pontuação de “0,0” para o caso em que se verifica menos que 2 microcalcificações. Para o caso de massas, atribui-se uma pontuação de “1,0” em caso da massa é totalmente visualizada, uma pontuação de “0,5”. Cada estrutura é pontuada de forma independente, começando da estrutura maior até a menor. Qualquer estrutura (fibras, microcalcificações ou Massa) verificadas fora da posição indicada pelo fabricante do fantoma são artefatos. Quando tais artefatos são detectados, a pontuação atribuída à última estrutura avaliada (1 ou 0,5) deve ser subtraída da pontuação total. Por exemplo, se a última estrutura avaliada tiver uma pontuação de 0,5 e um artefato for detectado, 0,5 deve ser subtraído da pontuação total. Portanto esta avaliação das estruturas encontradas no fantoma em cada espessura está ilustrada na tabela 3.5 que segue.

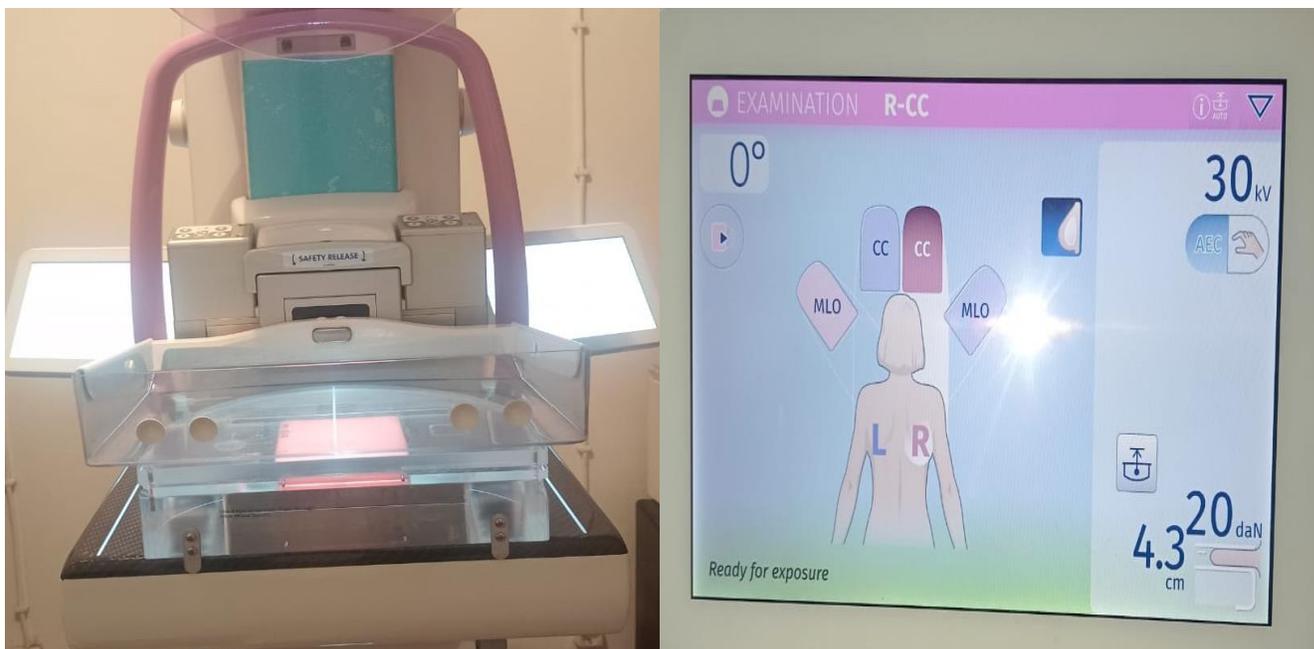


Figura 4. 9: Montagem experimental de teste de qualidade de imagem

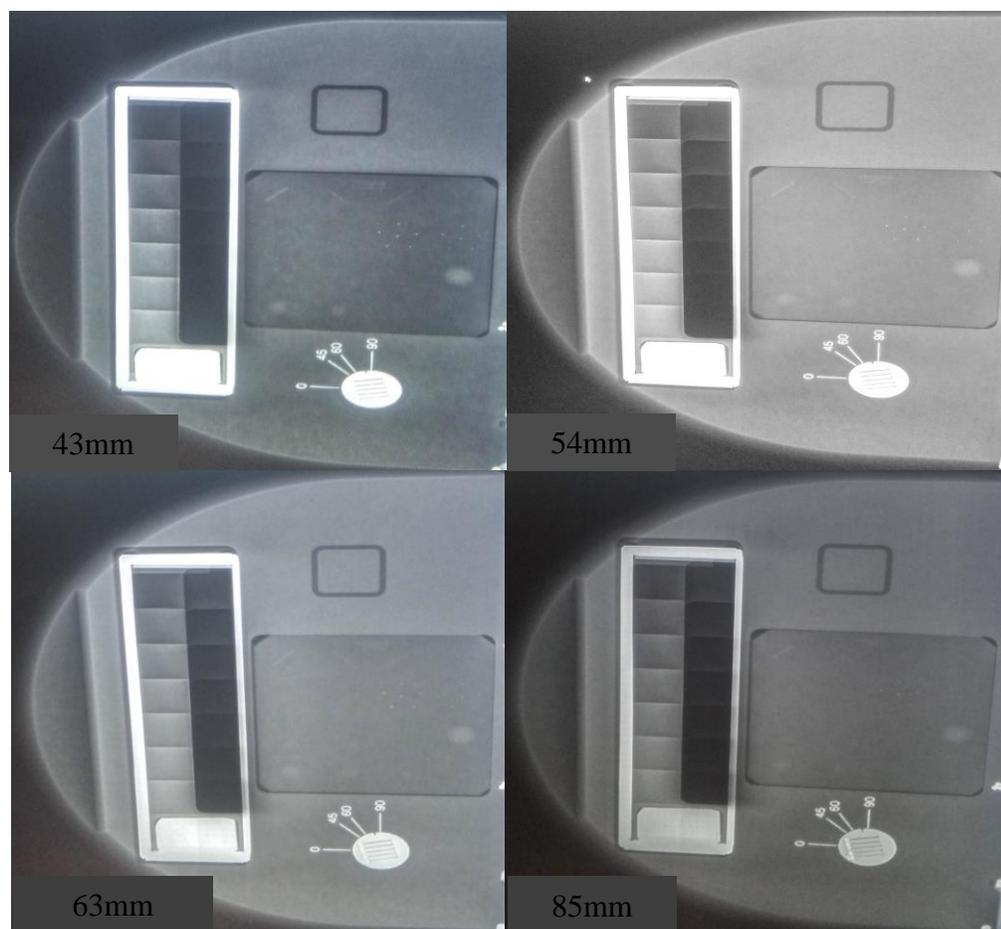


Figura 4. 10: Imagens radiografadas com diferentes espessuras

Tabela 4. 6: Avaliação da quantidade das estruturas visualizadas nas imagens

Espessura (mm)	Parametros			Microcalcific			Limite inferior		
	Kv	mAs	Dose mGy	Massa	ações	Fibras	AIEA		
43	29	134,5	1,94	4	3,5	5	Massa	Micro	Fibras
54	29	200,5	2,59	3,5	3,5	4,5			
63	31	222,2	3,42	3,5	2,5	4,0	3,0	3,0	4,0
85	32	466,1	7,19	3,0	2,0	3,0			

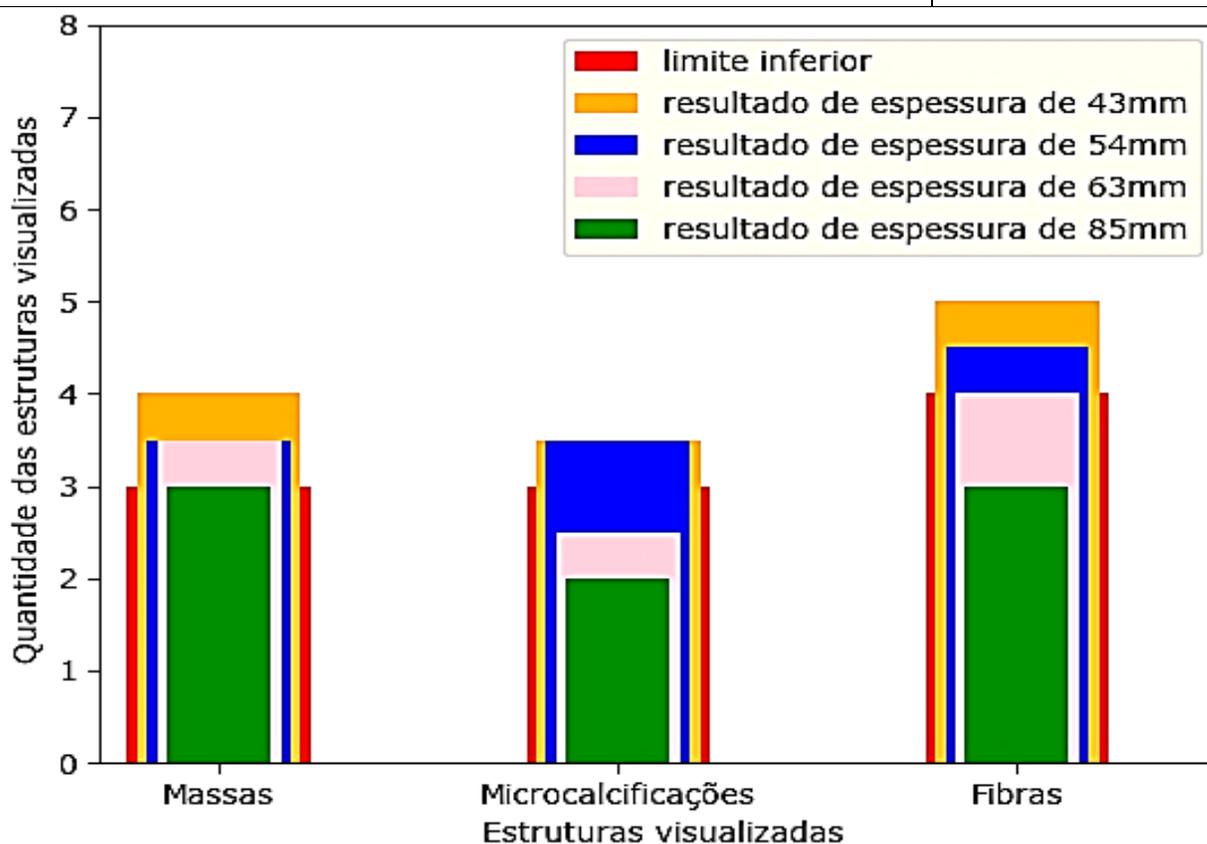


Figura 4. 11: Gráfico de interpretação dos resultados das estruturas internas do fantoma:

Conforme os critérios de avaliação de imagem da Resolução estabelecidas na (IAEA, 2009) , onde o limite inferior para visualização das estruturas no fantoma modelo ACR é de três (3) unidades para as massas e microcalcificações e de quatro (4) unidades para as fibras. Nota-se uma perda de visibilidade nas microcalcificações a partir da espessura de 63 mm, sendo que estes valores estão abaixo do limite inferior previsto na resolução supracitada.

O que pode interferir na detecção precoce do cancro de mama é o fato das microcalcificações estarem abaixo do limite inferior nas espessuras de 63 mm ou mais, o que não é aceitável pela orientação da AIEA. De modo geral todas as estruturas perdem visibilidade ao aumentar a espessura do fantoma e essa perda de visibilidade pode interferir na detecção precoce do cancro de mama.

Capítulo 5 : Considerações finais e recomendações

5.1. Considerações finais

No presente estudo foi possível realizar 8 testes de controlo de qualidade em mamografia, sendo 4 de qualidade de equipamento, 3 Dosimétricos e 1 de qualidade de imagem, sendo que para todos os testes quando comparados com as recomendações internacionais mostram-se satisfatórios, porem é importante ressaltar que a detecção das estruturas internas tornam se mínimas para uma mama de espessura maior ou igual a 7,5 cm, o que pode dificultar a identificação precoce de alguma patologia mamaria, sendo que para uma mama de espessura comprimida de 9,5 cm aproximadamente a invisibilidade das estruturas torna-se maior ainda. Por tanto para as espessuras comprimidas até aproximadamente 7,5 cm ou superior deve-se garantir que exista um profissional experiente para a análise destes dados, pois foi verificado no teste da dose glandular média que quanto maior é a espessura da mama maior é a dose recebida pela a glândula mamaria, podendo induzir a um efeito estocástico ao paciente sem um resultado satisfatório. De referenciar que os objectivos foram alcançados de forma parcial, pois nem todos os testes foi possível de serem realizados por falta de equipamentos para a sua realização. Porem, os testes de desempenho, indicados pela AIEA, são de extrema importância para a garantia de que as imagens obtidas possuem uma qualidade aceitável para o diagnóstico sobre o ponto de vista de um Físico Médico, pelo que contribuem numa verificação periódica dos parâmetros que modificam a qualidade dos feixes de Raios X.

5.2. Recomendações para Secção de Física Médica da UEM

Recomenda-se a Secção de Física Médica que:

- Crie parceria com o sector clínico que usa máquinas de raio-x tal como Hospitais para que durante a formação, os estudantes possam ter em prática o que eles estudam, visitando esses sectores;
- No programa de formação de Físico médico, crie-se uma possibilidade de se adicionar uma cadeira de anatomia para que quando os Físicos Médicos em Formação estiver na clínica não tenham dificuldades em reconhecer algumas partes do corpo humano;
- Crie mecanismos de adquirir equipamentos de controlo de qualidade ou criar parcerias com Empresas que tenham esses equipamentos para poder facilitar os demais estudantes em formação interessados nesse estudo;

- Encorajem os estudantes em Formação para poderem repetir o presente estudo, realizando até os testes que pela insuficiência do Material não foi possível serem realizados.

5.3. Recomendações para o Serviço de Radiologia do HCM

Recomenda-se ao serviço de Radiologia do HCM que:

- Crie condições de existir um Físico Médico que irá zelar pelo controlo de qualidade dos equipamentos e pela proteção radiológica.
- Crie condições de ter os equipamentos de proteção individual e colectiva num bom estado, e uma blindagem da sala do exame em condições mínimas, pois o Raio x mamográfico em alguns casos chega a emitir uma radiação 500 vezes maior que em alguns exames de Raio x Convencional.
- Diariamente, realize-se os testes de controlo de qualidade destinados ao radiologista, para tal deve se ter uma equipa treinada para a realização desses testes como mandam as recomendações do fabricante.

Bibliografia

- Alexandre, P. R. (2005). *Radiodiagnóstico Médico: desempenho de equipamentos e segurança*. Brasil: Anvisa.
- Alves, M. S. (2017). *Cálculo de coeficiente de conversão de dose em tomossíntese mamária digital utilizando simulador antropomórfico adulto feminino e o código mcnpX*. Universidade Federal de Sergipe, Departamento de Física. Brasil: Sergipe.
- Andreucci, R. (2019). *Proteção Radiológica, Aspectos Industriais*. São paulo: ABENDI.
- DOUGHERTY, G. (2009). *Digital image processing for medical applications*. Cambridge University Press.
- European Commission . (2006). *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and*.
- Fatana, J. P. (2012). *Medição dos níveis de referência em Mamografia*. Universidade Nova de Lisboa. Lisboa: FCT.
- Flores, M. B. (2017). *Avaliação de placas de radiografia computadorizada para a geração de imagens de mama*. Belo Horizonte: UFMG.
- Horizonte, 2. (2020). Cancro da mama matou cerca de 17 mil pessoas em Moçambique. *O País*.
- IAEA. (2007). *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An international Code of Practice*. Vienna: International Atomic Energy Agency.
- IAEA. (2009). *Quality Assurance Programme for Screen Film Mammography*. Austria: International Atomic Energy Agency.
- IAEA. (2011). *Quality Assurance Programme for Digital Mammography*. Vienna: International Atomic Energy Agency.
- IBA Dosimetry GmbH. (2013). *MagicMaX Universal*. Schwarzenbruck, Germany: IBA .
- João Emílio Peixoto, E. C. (2007). *Mamografia da prática ao controle*. Rio de Janeiro: INCA.
- Jr., A. B. (2016). *Técnicas Radiográficas (2 Edição ed.)*. Brasil: Rubio Ltda.
- Justino, P. d. (2022). *Avaliação do efeito de próteses de silicone em um tratamento de radioterapia de mama utilizando simulação monte carlo*. Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, MG: Faculdade de Engenharia Elétrica.
- Kalaf, J. M. (Agosto de 2014). Mamografia uma história de sucesso e de entusiasmo científico. p. 2.
- Khan, F. M. (2014). *The Physics of Radiation Therapy (5 ed.)*. Philadelphia, USA: commerce Square.

- Misau. (30 de Maio de 2022). *misau*. Obtido de www.misau.gov.mz:
<https://www.misau.gov.mz/index.php/396-pais-registrou-perto-26-mil-novos-casos-de-cancro-em-2019>
- Nogueira, M. L. (2010). *Nova Técnica de Imagem no Diagnóstico da Patologia Mamária-Tomossíntese Mamária*. Politécnico Porto: ESTSP.
- Nunes, A. V. (2020). *Controle de qualidade em mamografia digital: uma revisão integrativa*. Florianópolis: Instituto Federal de Santa Catarina, Câmpus .
- Okuno, E., & Chow, I. L. (1982). *Física para Ciências Ciológicas e Biomédicas*. Brasil: HARBRA Itda.
- Okuno, E., & Yoshimura, E. M. (2010). *Física das Radiações*. São Paulo: Oficinas se textos.
- Oliveira, G. S. (2019). *Diagnóstico do Cancer de Mama e o Ensino de Tópicos de Física Moderna*. Universidade Fideral de Sergipe, Física. Brasil: UFS.
- Oliveira, M. G. (2005). *Avaliação e caracterização do espalhamento dos raios x em tecidos e simuladores mamográficos usando simulação de monte carlo*. universidade Fideral do Rio de Janeiro. Brasil: COOPPE.
- Oliveira, M. M. (2019). *Avaliação de ruído em perfil de imagens mamográficas*. Uberlândia: UFU.
- Oliveira, R. P. (2017). *Aplicação e da Energia Nuclear na Saúde*. IAEA: São Paulo.
- Radioproteção, S. (06 de 05 de 2018). *Safety*. Obtido em 27 de Maio de 2023, de safetyrad.com:
<https://safetyrad.com/2018/05/06/voce-sabe-comecou-mamografia>
- Raupp, G. d., Gasperi, J. d., Silva, L. G., Scherer, M. O., & Frasson, A. (2017). Câncer de mama: diagnóstico e abordagem cirúrgica. 7.
- Santos, S. A. (2021). *Perceção do Cancro da Mama e Comportamentos Preventivos Entre Portuguesas e Brasileiras com Ausência da Doença*. Portugal: Instituto Piaget.
- Silva, F. A. (Fevereiro de 2017). Programa Estadual de Controle de Qualidade em Mamografia – PECQMamo. (L. d., Ed.) *nstrutivo do Programa Estadual de Controle de Qualidade em Mamografia*, 37.
- Silva, J. A. (2019). *Atualização em Mamografia para técnicos em radiologia*. (C. Dieguez, Ed.) Instituto Nacional de Câncer: INCA.
- Tauhata, L., Salati, I., Prinzio, R. D., & Di, A. R. (2013). *Radioproteção e Dosemetria: Fundamentos*. Rio de Janeiro: IRD/CNEN.

- Tinti, J. d. (2018). *Estudo por simulação de Monte Carlo de Imagens geradas por radiação espalhada*. Universidade de São Paulo, Física. Brasil: FFCLRP.
- Ventura, J. P., & Rua, S. M. (Maio de 2016). Qualidade de imagem em mamografia: apresentação do músculo grande peitoral na incidência oblíqua médio-lateral. *Saúde & Tecnologia*, p. 6.
- Xavier, A. C., Barros, V. S., Mello, F., & Khoury, H. J. (2014). Avaliação da Dose Glandular Média em sistemas Digitais e Convencionais em Mamografia. *Sociedade Brasileira de Proteção Radiológica*, 12.

Anexos

Testes de qualidade de equipamento

exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposicao 28kv 125mas W Ag - MagicMaX

Offline No Sensor No Sensor

Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Average kv Multi	kVp Multi
1	18-05-2023 04:31:42	3.018 mGy	26.94 kV	630 µm	2.748 mGy/s	1.0981 s	79 µm	26.79 kV	27.13 kV
2	18-05-2023 04:32:08	3.017 mGy	26.95 kV	630 µm	2.749 mGy/s	1.0978 s	79 µm	26.80 kV	27.14 kV
3	18-05-2023 04:32:36	3.021 mGy	26.96 kV	630 µm	2.750 mGy/s	1.0982 s	79 µm	26.81 kV	27.14 kV
4	18-05-2023 04:33:27	3.017 mGy	26.95 kV	630 µm	2.748 mGy/s	1.0979 s	79 µm	26.80 kV	27.14 kV
5	18-05-2023 04:33:58	3.019 mGy	26.95 kV	630 µm	2.749 mGy/s	1.0982 s	79 µm	26.80 kV	27.14 kV

exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposicao 28kv 100mas W Ag - MagicMaX

Offline No Sensor No Sensor

Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Average kv Multi	kVp Multi
1	18-05-2023 04:18:38	2.425 mGy	27.01 kV	630 µm	2.763 mGy/s	877.60 ms	78 µm	26.85 kV	27.20 kV
2	18-05-2023 04:19:03	2.423 mGy	26.99 kV	630 µm	2.760 mGy/s	877.80 ms	79 µm	26.84 kV	27.19 kV
3	18-05-2023 04:19:30	2.424 mGy	27.01 kV	630 µm	2.761 mGy/s	878.10 ms	78 µm	26.85 kV	27.20 kV
4	18-05-2023 04:19:54	2.422 mGy	27.02 kV	630 µm	2.762 mGy/s	877.00 ms	78 µm	26.86 kV	27.21 kV
5	18-05-2023 04:20:18	2.422 mGy	27.01 kV	630 µm	2.760 mGy/s	877.50 ms	78 µm	26.85 kV	27.20 kV

exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposicao 28kv 1125mas W Rh - MagicMaX

Offline No Sensor No Sensor

Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Average kv Multi	kVp Multi
1	18-05-2023 04:35:22	3.018 mGy	26.95 kV	630 µm	2.748 mGy/s	1.0980 s	79 µm	26.80 kV	27.13 kV
2	18-05-2023 04:50:35	3.015 mGy	26.96 kV	630 µm	2.743 mGy/s	1.0991 s	79 µm	26.81 kV	27.14 kV
3	18-05-2023 04:51:01	3.011 mGy	26.93 kV	630 µm	2.739 mGy/s	1.0991 s	79 µm	26.78 kV	27.12 kV
4	18-05-2023 04:51:29	3.015 mGy	26.96 kV	630 µm	2.743 mGy/s	1.0993 s	79 µm	26.81 kV	27.15 kV

2Exatidão e Reprodutibilidade da tensao do Tubo 27kv 100mas - MagicMaX

Offline No Sensor No Sensor

Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Average kv Multi	kVp Multi
1	09-06-2023 06:34:16	3.084 mGy	24.15 kV	500 µm	4.030 mGy/s	765.30 ms	65 µm	24.17 kV	24.30 kV
2	09-06-2023 06:41:18	3.191 mGy	24.10 kV	500 µm	3.760 mGy/s	848.60 ms	65 µm	24.13 kV	24.26 kV
3	09-06-2023 06:42:06	2.220 mGy	26.54 kV	610 µm	2.618 mGy/s	847.80 ms	77 µm	26.42 kV	26.71 kV
4	09-06-2023 06:42:28	2.219 mGy	26.53 kV	610 µm	2.618 mGy/s	847.70 ms	77 µm	26.41 kV	26.70 kV
5	09-06-2023 06:42:53	2.221 mGy	26.55 kV	610 µm	2.620 mGy/s	848.00 ms	77 µm	26.42 kV	26.71 kV
6	09-06-2023 06:43:16	2.218 mGy	26.53 kV	610 µm	2.618 mGy/s	847.20 ms	77 µm	26.41 kV	26.70 kV
7	09-06-2023 06:43:38	2.216 mGy	26.48 kV	610 µm	2.614 mGy/s	847.80 ms	77 µm	26.36 kV	26.64 kV

2Exatidão e Reprodutibilidade da tensao do Tubo 28kv 100mas - MagicMaX

Offline No Sensor No Sensor

Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Average kv Multi	kVp Multi
1	09-06-2023 06:44:23	2.506 mGy	27.28 kV	630 µm	2.856 mGy/s	877.40 ms	78 µm	27.11 kV	27.49 kV
2	09-06-2023 06:44:49	2.503 mGy	27.25 kV	630 µm	2.852 mGy/s	877.70 ms	78 µm	27.07 kV	27.50 kV
3	09-06-2023 06:45:14	2.505 mGy	27.27 kV	630 µm	2.855 mGy/s	877.60 ms	78 µm	27.09 kV	27.53 kV
4	09-06-2023 06:45:36	2.501 mGy	27.22 kV	630 µm	2.850 mGy/s	877.60 ms	79 µm	27.05 kV	27.43 kV
5	09-06-2023 06:45:59	2.503 mGy	27.25 kV	630 µm	2.851 mGy/s	877.70 ms	78 µm	27.07 kV	27.50 kV

2Exatidão e Reprodutibilidade da tensao do Tubo 30kv 100mas - MagicMaX

Offline No Sensor No Sensor

Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Average kv Multi	kVp Multi
1	09-06-2023 06:46:56	3.072 mGy	29.28 kV	670 µm	3.251 mGy/s	945.10 ms	79 µm	29.01 kV	29.64 kV
2	09-06-2023 06:47:18	3.071 mGy	29.28 kV	670 µm	3.250 mGy/s	945.00 ms	79 µm	29.02 kV	29.62 kV
3	09-06-2023 06:47:41	3.066 mGy	29.23 kV	670 µm	3.244 mGy/s	945.10 ms	79 µm	28.96 kV	29.57 kV
4	09-06-2023 06:48:02	3.067 mGy	29.25 kV	670 µm	3.247 mGy/s	944.70 ms	79 µm	28.99 kV	29.60 kV
5	09-06-2023 06:48:28	3.066 mGy	29.24 kV	670 µm	3.245 mGy/s	944.90 ms	79 µm	28.97 kV	29.59 kV

2Exatidão e Reprodutibilidade da tensao do Tubo 32kv 100mas - MagicMaX

Offline No Sensor No Sensor

Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Average kv Multi	kVp Multi
1	09-06-2023 06:50:57	3.647 mGy	31.42 kV	700 µm	3.638 mGy/s	1.0027 s	78 µm	31.12 kV	31.81 kV
2	09-06-2023 06:51:19	3.648 mGy	31.41 kV	700 µm	3.636 mGy/s	1.0032 s	78 µm	31.11 kV	31.79 kV
3	09-06-2023 06:51:42	3.648 mGy	31.44 kV	700 µm	3.637 mGy/s	1.0030 s	78 µm	31.14 kV	31.83 kV
4	09-06-2023 06:52:04	3.646 mGy	31.41 kV	700 µm	3.635 mGy/s	1.0029 s	78 µm	31.11 kV	31.79 kV
5	09-06-2023 06:52:27	3.645 mGy	31.39 kV	700 µm	3.632 mGy/s	1.0036 s	78 µm	31.09 kV	31.78 kV

Testes de qualidade de equipamento

Teste de Camada Semi-Redutora (CSR) 28kv 140mas sem placas - MagicMaX

Offline No Sensor No Sensor

Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Average kv Multi	kVp Multi
1	11-01-2023 23:14:42	5.008 mGy	40.38 kV	640 µm	4.071 mGy/s	1.2302 s	40 µm	40.07 kV	40.79 kV
2	11-01-2023 23:15:23	4.915 mGy	40.27 kV	640 µm	3.996 mGy/s	1.2299 s	40 µm	39.96 kV	40.69 kV

Teste de Camada Semi-Redutora (CSR) 28kv 140mas com placa de 0.1mm - MagicMaX

Offline No Sensor No Sensor

Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Average kv Multi	kVp Multi
1	11-01-2023 23:18:07	4.528 mGy	41.41 kV	650 µm	3.682 mGy/s	1.2297 s	42 µm	41.10 kV	41.90 kV
2	11-01-2023 23:18:52	4.556 mGy	41.47 kV	650 µm	3.704 mGy/s	1.2299 s	42 µm	41.16 kV	41.94 kV

Teste de Camada Semi-Redutora (CSR) 28kv 140mas com placa de 0.5mm - MagicMaX

Offline No Sensor No Sensor

Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Average kv Multi	kVp Multi
1	11-01-2023 23:22:03	3.047 mGy	46.24 kV	720 µm	2.477 mGy/s	1.2297 s	57 µm	45.94 kV	46.82 kV
2	11-01-2023 23:23:11	3.103 mGy	46.24 kV	720 µm	2.524 mGy/s	1.2295 s	57 µm	45.95 kV	46.84 kV
3	11-01-2023 23:23:56	3.084 mGy	46.20 kV	720 µm	2.509 mGy/s	1.2292 s	56 µm	45.90 kV	46.77 kV

Teste de Camada Semi-Redutora (CSR) 28kv 140mas com placa de 0.6mm - MagicMaX

Offline No Sensor No Sensor

Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Average kv Multi	kVp Multi
1	11-01-2023 23:26:59	2.818 mGy	47.04 kV	740 µm	2.292 mGy/s	1.2296 s	60 µm	46.76 kV	47.67 kV
2	11-01-2023 23:27:41	2.816 mGy	47.01 kV	740 µm	2.288 mGy/s	1.2308 s	60 µm	46.74 kV	47.68 kV
3	11-01-2023 23:28:23	2.800 mGy	47.00 kV	740 µm	2.276 mGy/s	1.2300 s	60 µm	46.71 kV	47.62 kV

Avaliação da Qualidade da Imagem do Equipamento de Mamografia no HCM

Dose de Entrada na pele 160mas 29kv distancia 4,3cm - MagicMaX										
Offline No Sensor										
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Average kv Multi	kVp Multi	
1	18-05-2023 07:11:56	4.687 mGy	27.95 kV	640 µm	3.670 mGy/s	1.2771 s	77 µm	27.75 kV	28.22 kV	
2	18-05-2023 07:12:22	4.685 mGy	27.95 kV	640 µm	3.670 mGy/s	1.2767 s	77 µm	27.75 kV	28.21 kV	
3	18-05-2023 07:12:45	4.694 mGy	28.01 kV	640 µm	3.675 mGy/s	1.2772 s	77 µm	27.81 kV	28.28 kV	
4	18-05-2023 07:13:10	4.687 mGy	27.95 kV	640 µm	3.672 mGy/s	1.2763 s	77 µm	27.75 kV	28.22 kV	
5	18-05-2023 07:13:35	4.697 mGy	28.05 kV	640 µm	3.679 mGy/s	1.2766 s	77 µm	27.84 kV	28.31 kV	

Dose de Entrada na pele 160mas 30kv distancia 5,5cm - MagicMaX										
Offline No Sensor										
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Average kv Multi	kVp Multi	
1	18-05-2023 06:56:31	7.250 mGy	29.22 kV	640 µm	4.785 mGy/s	1.5153 s	72 µm	28.98 kV	29.48 kV	
2	18-05-2023 06:57:32	7.130 mGy	29.01 kV	630 µm	4.706 mGy/s	1.5149 s	72 µm	28.78 kV	29.27 kV	
3	18-05-2023 06:58:14	6.965 mGy	28.73 kV	630 µm	4.597 mGy/s	1.5151 s	73 µm	28.51 kV	29.00 kV	
4	18-05-2023 06:58:49	6.880 mGy	28.65 kV	630 µm	4.538 mGy/s	1.5159 s	73 µm	28.43 kV	28.91 kV	
5	18-05-2023 06:59:22	6.780 mGy	28.54 kV	630 µm	4.474 mGy/s	1.5156 s	73 µm	28.33 kV	28.80 kV	

taxa de kerma no ar 30kv 20mas W Ag - MagicMaX										
Offline No Sensor										
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Average kv Multi	kVp Multi	
1	18-05-2023 05:29:59	70.60 mR	28.83 kV	670 µm	116.1 mR/s	608.20 ms	80 µm	28.57 kV	29.16 kV	
2	18-05-2023 05:30:23	70.65 mR	28.93 kV	660 µm	116.2 mR/s	607.80 ms	79 µm	28.66 kV	29.27 kV	
3	18-05-2023 05:30:48	70.44 mR	28.82 kV	670 µm	115.8 mR/s	608.20 ms	80 µm	28.56 kV	29.16 kV	
4	18-05-2023 05:31:19	70.41 mR	28.82 kV	670 µm	115.8 mR/s	608.20 ms	80 µm	28.56 kV	29.17 kV	
5	18-05-2023 05:31:56	70.70 mR	28.97 kV	660 µm	116.1 mR/s	608.90 ms	79 µm	28.70 kV	29.31 kV	

taxa de kerma no ar 30kv 40mas W Ag - MagicMaX										
Offline No Sensor										
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Average kv Multi	kVp Multi	
1	18-05-2023 05:40:27	138.3 mR	29.00 kV	660 µm	228.6 mR/s	605.00 ms	79 µm	28.74 kV	29.31 kV	
2	18-05-2023 05:41:00	138.4 mR	29.04 kV	660 µm	229.0 mR/s	604.20 ms	79 µm	28.79 kV	29.37 kV	
3	18-05-2023 05:41:22	138.1 mR	28.93 kV	660 µm	228.0 mR/s	605.40 ms	79 µm	28.67 kV	29.26 kV	
4	18-05-2023 05:41:49	138.1 mR	28.99 kV	660 µm	228.4 mR/s	604.50 ms	79 µm	28.74 kV	29.31 kV	
5	18-05-2023 05:42:14	138.1 mR	28.96 kV	660 µm	228.2 mR/s	605.30 ms	79 µm	28.71 kV	29.28 kV	

taxa de kerma no ar 30kv 80mas W Ag - MagicMaX										
Offline No Sensor										
Index	Start Time Digitizer	Dose Multi	PPV Multi	HVL Multi	Dose Rate Multi	Duration Digitizer	Filtration Multi	Average kv Multi	kVp Multi	
1	18-05-2023 05:47:14	273.0 mR	28.97 kV	660 µm	360.7 mR/s	756.90 ms	79 µm	28.72 kV	29.32 kV	
2	18-05-2023 05:47:51	273.2 mR	28.99 kV	660 µm	360.4 mR/s	758.20 ms	79 µm	28.73 kV	29.35 kV	
3	18-05-2023 05:48:22	272.7 mR	28.99 kV	660 µm	360.3 mR/s	757.00 ms	79 µm	28.73 kV	29.35 kV	
4	18-05-2023 05:49:04	272.6 mR	28.97 kV	660 µm	360.1 mR/s	757.00 ms	79 µm	28.71 kV	29.33 kV	
5	18-05-2023 05:54:56	271.9 mR	28.93 kV	660 µm	359.1 mR/s	757.20 ms	79 µm	28.68 kV	29.30 kV	