



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE ENERGIA

ERICK FEITOSA DA SILVA

Determinação
da Camada Semirredutora do mamógrafo do LMRI

Recife/PE

2024



Documento assinado digitalmente
ERICK FEITOSA DA SILVA
Data: 25/10/2024 10:57:56-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Autor(a): _____

Erick Feitosa da Silva

DETERMINAÇÃO
DA CAMADA SEMIRREDUTORA DO MAMÓGRAFO DO LMRI

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao Curso de Engenharia de
Energia da Universidade Federal de
Pernambuco, como requisito parcial para
obtenção do título de Engenheiro de
Energia



Documento assinado digitalmente
VIVIANE KHOURY ASFORA
Data: 25/10/2024 11:57:28-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Orientador(a): _____

Profa. Dra. Viviane Khoury Asfora
Universidade Federal de Pernambuco

Recife/PE
2024

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do programa de geração automática do SIB/UFPE

Silva, Erick Feitosa da.

Determinação da camada semirredutora do mamógrafo do LMRI / Erick Feitosa da Silva. - Recife, 2024.

42 : il., tab.

Orientador(a): Viviane Khoury Asfora

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, Engenharia de Energia - Bacharelado, 2024.

Inclui referências.

1. Camada Semirredutora. 2. Mamógrafo. 3. IEC 61267. 4. Laboratório de metrologia de radiações ionizantes. I. Asfora, Viviane Khoury. (Orientação). II. Título.

620 CDD (22.ed.)

Erick Feitosa da Silva

Determinação
da Camada Semirredutora do mamógrafo do LMRI

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao Curso de Engenharia de
Energia da Universidade Federal de
Pernambuco, como requisito parcial para
obtenção do título de Engenheiro de
Energia

Aprovado em: 23/10/2024

BANCA EXAMINADORA

Documento assinado digitalmente
 **ALEXANDRE CARLOS ARAUJO DA COSTA**
Data: 25/10/2024 12:46:28-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. Alexandre Carlos Araújo da Costa (Examinador Interno)

Universidade Federal de Pernambuco

Documento assinado digitalmente
 **CHARLES NILTON DO PRADO OLIVEIRA**
Data: 25/10/2024 11:09:07-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. Charles Nilton do Prado Oliveira (Examinador Externo)

Universidade Católica de Pernambuco

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus pela vida e oportunidade privilegiada de fazer uma graduação;

Agradeço a família, em especial, tia Dorotéia, que sempre me acolheu com tudo o que eu precisava, e eu nunca nem de perto vou poder contribuir de volta tanta bondade. Minha mãe, Jackeline, meu avô Jorge e meu irmão Theo, muito, muito obrigado, até mesmo a minha avó Dona Hilda, que quando eu queria desistir no primeiro período, ela disse para eu ficar! Aqueles que não estão no sangue, mas considero minha família, também agradeço! Cláudia Sá, Clara Oliveira e Mateus Oliveira;

Agradeço aos meus amigos, aquela que veio de Paulo Afonso-BA comigo para uma jornada aparentemente eterna, Bianca Duarte, e aqueles que eu fiz durante esse longo, mas ao mesmo tempo curto percurso, Lucas Paiva, Rafael Alves, Bruno Carvalho, Lucas Paes, Rafael Cavalcante e em especial Welison Alves;

Rodrigo Yoshio, por me deixar ainda mais perto do xadrez e da minha liberdade financeira;

Agradeço a Prof. Helen Khoury pela oportunidade de estágio e aos meus colegas do laboratório que estagiei, muito obrigado pelas experiências vividas, Égita, Ana Dayse, Ivan, Dayana, Maria, Itayana e em especial a que esteve mais próximo do trabalho comigo a doutora Maysa;

A minha querida orientadora e amiga Viviane Khoury Asfora, que mesmo operada, me ajudou como pode, e orientou como pode, muito obrigado!

Agradeço a todos que me ajudaram a chegar aqui de alguma forma!

RESUMO

Por definição, a camada semirredutora (CSR) corresponde a espessura de um material necessária para reduzir à metade a intensidade de um feixe de radiação. Os valores das camadas semirredutoras para mamógrafos são especificados na norma IEC 61267. A CSR define a qualidade do feixe de raios X, influenciando diretamente a dose de radiação medida. Valores incorretos podem comprometer a calibração dos medidores. Portanto, este trabalho tem por objetivo determinar a Camada Semirredutora (CSR) do mamógrafo do laboratório de metrologia de radiações ionizantes (LMRI) localizado no departamento de energia nuclear, na UFPE. Para a determinação da CSR será utilizada o mamógrafo e ferramentas do próprio laboratório de radiações ionizantes. Devido ao mamógrafo ser um tubo de raios X, é necessário ir aumentando a tensão aos poucos para evitar um aquecimento rápido no tubo, melhorando o tempo de vida útil do tubo. Após fazer o aquecimento do mamógrafo, ou seja, após subir gradativamente a tensão até seu valor máximo, a sala é considerada pronta para os testes com uma temperatura entre 18° e 24°C e umidade entre 30% e 70%. A posição da câmara de ionização é de extrema importância, Todo o trabalho foi realizado seguindo a norma IEC 61267. Em seguida foram colocadas placas de alumínio com diferentes espessuras entre a saída do tubo e a posição da câmara de ionização. Os valores de carga (em nC) foram coletados em um eletrômetro acoplado a câmara de ionização. O cálculo da CSR foi realizado calculando a quantidade de atenuadores utilizados para obter um percentual de 50% de atenuação do feixe. Por fim, a CSR foi determinada.

Palavras-chave: Camada Semirredutora; mamógrafo; IEC 61267; Laboratório de metrologia de radiações ionizantes.

ABSTRACT

By definition, the Half-Value Layer (HVL) corresponds to the thickness of a material required to reduce the intensity of a radiation beam by half. The values of the half-reduction layers for mammograms are specified in the IEC 61267 standard. The HRL defines the quality of the X-ray beam, directly influencing the measured radiation dose. Incorrect values can compromise the calibration of the meters. Therefore, this work aims to determine the Half-Value Layer (HVL) of the mammogram of the ionizing radiation metrology laboratory (LMRI) located in the nuclear energy department at UFPE. To determine the HRL, the mammogram and tools of the ionizing radiation laboratory itself will be used. Because the mammogram uses an X-ray tube, controlled heating to stabilize the system and avoid thermal shocks is essential to avoid reducing the tube's useful life or compromising the quality of the images. After warming up the mammogram. The room would be ready for testing with a temperature between 18° and 24°C and humidity between 30% and 70%. The position of the ionization chamber is extremely important. All work was carried out in accordance with the IEC 61267 standard. Then, aluminum plates with different thicknesses were placed between the tube outlet and the position of the ionization chamber. The charge values (in nC) were collected on an electrometer coupled to the ionization chamber. The CSR calculation was performed by calculating the number of attenuators used to obtain a 50% beam attenuation percentage. Finally, the CSR was determined.

Keywords: Half-Value Layer; mammography; IEC 61267; Ionizing radiation metrology laboratory.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
2	CONCEITOS PRELIMINARES	13
2.1	Equipamento de raio x	13
2.1.1	Tubo de raio x	14
2.1.2	Produção de raios x	16
2.1.3	<i>Mamógrafo</i>	17
2.2	<i>Detectores de radiação</i>	18
2.2.1	<i>Detectores Gasosos</i>	18
2.3	<i>Grandezas dosimétricas</i>	20
2.3.1	<i>Exposição</i>	21
2.3.2	<i>Kerma</i>	21
2.3.3	<i>Dose absorvida</i>	21
3	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	18
3.1	IEC	23
3.1.1	Norma IEC 61267	23
3.2	Calibração de medidores de radiação	23
3.2.1	Procedimento para calibração de câmaras de ionização	24
3.3	Camada Semirredutora	25
3.3.1	Primeira e segunda CSR e coeficiente de homogeneidade	25
3.4	Qualidades de raios X para o mamógrafo	26
3.4.1	Qualidade MMV	27
3.4.2	Qualidade MRV	27
3.4.3	Qualidade RQA-M	28
3.5	Objetivos do trabalho	28
4	METODOLOGIA	29
4.1	Qualidades de radiação	29
4.1.1	Qualidades de raio x, MMV	29
4.1.2	Qualidades de raio x, MRV	30
4.1.3	Qualidades de raio x, RQA-M	30

4.2	Métodos	30
4.2.1	Instalação do arranjo	30
5	RESULTADOS E DISCUSSÕES	34
5.1	Determinação da CSR	34
5.1.1	MMV	34
5.1.2	MRV	36
5.1.3	RQA-M	37
6	CONCLUSÃO E PERSPECTIVAS	39
	REFERÊNCIAS	41

1 INTRODUÇÃO

O radiodiagnóstico é o campo da medicina que emprega diversas tecnologias de imagem para observar o interior do corpo humano, com a finalidade de identificar enfermidades e acompanhar tratamentos. Iniciou-se com a descoberta dos raios-X por Wilhelm Roentgen em 1895, possibilitando a visualização pela primeira vez de estruturas internas sem a necessidade de intervenção cirúrgica. Desde então, surgiram técnicas mais avançadas e complexas. (METTLER; GUIBERTEAU, 2018).

A radiografia (raio-X) é um dos métodos mais utilizados para avaliar fraturas ósseas, pulmões e dentes. A tomografia computadorizada, que gera imagens tridimensionais a partir de uma sequência de raios-X, é crucial para diagnósticos mais precisos, tais como tumores e sangramentos internos. (BRANT; HELMS, 2012). A ressonância magnética emprega campos magnéticos e ondas radiofônicas para produzir imagens de alta resolução de tecidos moles, tais como: cérebro, músculos e órgãos internos, sem a necessidade de radiação. (WESTBROOK; KAVANAGH, 2018).

Adicionalmente, existem exames específicos como a mamografia, utilizada para identificar o câncer de mama, e a fluoroscopia, que possibilita a visualização em tempo real do funcionamento de órgãos internos, como o coração e o sistema digestivo. Esses procedimentos são instrumentos cruciais para os médicos compreenderem o estado do paciente, identificarem enfermidades antecipadamente e planejarem intervenções apropriadas. A tecnologia de radiodiagnóstico continua a se desenvolver, tornando-se cada vez mais precisa e segura para os pacientes. Entretanto é necessário que haja um controle para garantir a qualidade do equipamento de raios X, ou seja saber se ele está operando de acordo com o estabelecido e com os valores nominais inseridos no painel de controle. É necessário também que haja um controle da exposição à radiação para os trabalhadores ocupacionalmente expostos. Por esse motivo existe a necessidade de se calibrar medidores de radiação para garantir esses parâmetros. A calibração de uma câmera de ionização por exemplo, bastante utilizada em equipamentos de raios X para medir a exposição da radiação, deve ser realizada em um laboratório de metrologia.

Neste sentido, o Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI) localizado no Departamento de Energia Nuclear (DEN) da UFPE oferece serviços à comunidade na área de calibração de monitores de radioproteção desde 1997. O LMRI-DEN/UFPE é credenciado pelo Inmetro e foi estabelecido no DEN/UFPE com financiamento da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) por meio dos projetos BRA 47 e 48.

Mais recentemente o LMRI que sempre fez calibrações de medidores para qualidades de raios X, adquiriu um tubo de mamografia. E um para realizar as calibrações de medidores nas qualidades de mamografia é necessário ter o feixe de raios X bem caracterizado. Essa caracterização é feita através da determinação da Camada Semi- redutora (CSR). Por definição a CSR é a espessura de um material necessário para reduzir pela metade a intensidade de uma

radiação que o atravessa. Dessa forma, o objetivo principal desse trabalho é caracterizar as qualidades dos feixes de mamografia do Laboratório de Metrologia de Radiações Ionizantes, determinando a CSR de cada uma, seguindo a norma IEC 61267.

2 CONCEITOS PRELIMINARES

A seguir serão apresentados, inicialmente, conceitos preliminares relevantes para o entendimento deste estudo, como o funcionamento de um equipamento de raios X, detectores de radiação e as principais grandezas dosimétricas envolvidas.

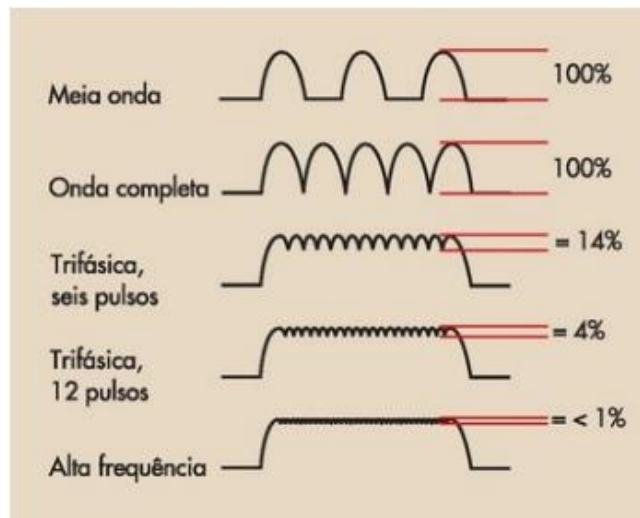
2.1 Equipamento de Raios X

O equipamento de raios X é um dispositivo que permite a produção de um feixe de radiação eletromagnética (raios X), sendo basicamente composto pelo painel de controle, um gerador de alta tensão e um tubo de raios X, onde ocorre a produção da radiação.

O painel de controle corresponde a uma interface utilizada por um operador para ajustar os parâmetros de corrente, tempo e tensão de operação do tubo de raios X. A partir desse painel é possível controlar a quantidade e qualidade de energia da radiação emitida. O gerador de alta tensão é um dos componentes fundamentais do equipamento de raios X, responsável por fornecer a energia necessária para o funcionamento do tubo. Ele produz uma diferença de potencial entre o cátodo e o ânodo (partes integrantes do tubo de raios X que serão abordadas a seguir). Essa alta tensão acelera os elétrons liberados pelo cátodo em direção ao ânodo com grande velocidade. Quando esses elétrons colidem com o ânodo, a energia cinética dos elétrons é transformada em radiação, gerando os raios X.

O gerador de alta tensão pode ser de vários tipos tais como: monofásico, trifásico. O gerador de alta tensão monofásico, por exemplo, produz um feixe pulsado de raios x. A alternância de tensão, que acontece 120 vezes por segundo, que vai do zero até o máximo, esse tipo de gerador é geralmente utilizado em aparelhos de raios x odontológicos. No caso dos geradores trifásicos, a corrente alternada trifásica garante uma tensão mais estável durante o ciclo, resultando em imagens de melhor qualidade e menor dose de radiação. Dito isso, podemos ver as formas de onda de tensão resultantes das várias fontes de energia fornecidas. A ondulação de tensão está indicada como um percentual para cada forma de onda como mostrado na figura 1. (BUSHONG, 2008).

Figura 1 - Formas de onda de tensão resultantes



Fonte: (BUSHONG, 2008)

Sendo assim, esse tipo de gerador é utilizado nos equipamentos de raios x convencional. O tubo de raios X é o componente essencial do equipamento, onde os raios X são gerados. Dentro do tubo, elétrons são acelerados em alta velocidade por meio de uma diferença de potencial (tensão) aplicada entre o cátodo e o ânodo. Ao colidirem com o ânodo, os elétrons perdem energia, que convertida parcialmente em raios X. Por ser considerado o coração do equipamento de raios X, este trabalho dedicou uma sessão para explicar detalhadamente o funcionamento do tubo de raios X. (KHAN, 2014.)

2.1.1 Tubo de raios X

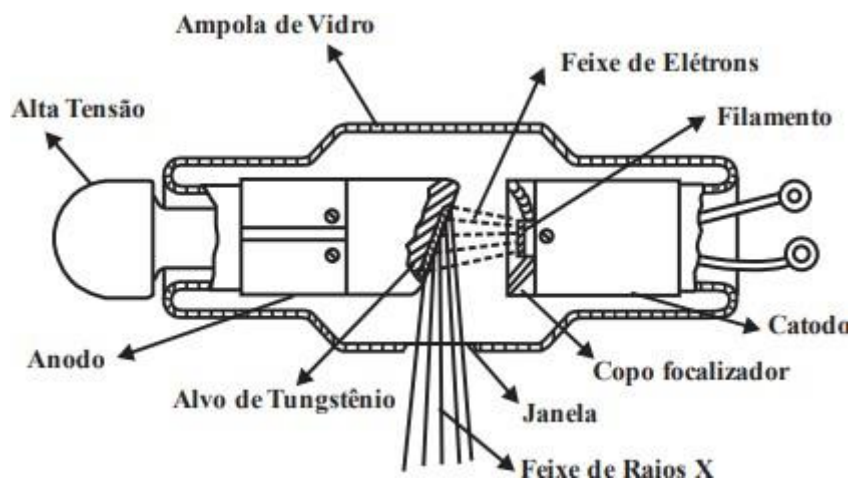
O tubo de raio X (Figura 2) é um componente central do equipamento responsável pela geração de radiação. Ele consiste em um invólucro selado a vácuo contendo dois eletrodos principais: o cátodo e o ânodo. O cátodo possui um filamento que, ao ser aquecido, emite elétrons. Esses elétrons são acelerados em direção ao ânodo por uma diferença de potencial aplicada entre os dois eletrodos.

Dessa forma, quando elétrons, acelerados por um campo elétrico intenso, colidem com um alvo metálico, eles reduzem sua energia cinética, mudam de direção e, alguns deles, emitem a diferença de energia sob a forma de *ondas eletromagnéticas*, os *raios X*. Os elétrons sofrem espalhamento e redução da velocidade devido à atração da carga do núcleo e à repulsão dos elétrons dos átomos do material alvo. Por isso, esse tipo de radiação é também *denominado de radiação de freamento* (bremsstrahlung). (PODGORSAK, 2010)

Num tubo de raios X, o feixe de elétrons é gerado por emissão termiônica num filamento aquecido. O campo elétrico é obtido *aplicando-se uma alta voltagem entre* os terminais do tubo de raios X, onde o alvo metálico, *anodo*, é polarizado positivamente e o filamento, *cátodo*,

negativamente. A emissão de raios X só ocorre, obviamente, quando estiver ligada a alta tensão. Quanto maior a tensão aplicada ao tubo, maior será a energia dos raios X gerados e maior também o seu poder de penetração. Aumentando-se a corrente, aumenta-se a intensidade do feixe (TAHUATA et al.,2013).

Figura 2 - Esquema de um tubo de raios X



Fonte: (TAHUATA, ET AL., 2013).

- O tubo de raios X é formado por vários componentes principais que desempenham papéis específicos na geração de radiação. Os principais elementos que constituem o tubo de raios X incluem: **Invólucro protetor (cabeçote)**: é a parte do equipamento que abriga o tubo de raios X, cujas principais funções são de proteção e suporte.
- **Ampola de vidro**: Um tubo de raios X é um tubo de vácuo eletrônico com componentes contidos em uma ampola de vidro, ampola mantém o vácuo no interior do tubo. Esse vácuo permite mais eficiência na produção dos raios X e uma vida mais longa do tubo. Quando um pouco de gás entra no compartimento, o fluxo de elétrons do catodo para o anodo é reduzido, menos raios X é produzido e mais calor é gerado.
- **Cátodo**: o cátodo é o lado negativo do tubo, e é composto de duas partes; o filamento e a capa focalizadora. O filamento é uma bobina de fio com aproximadamente 2 mm de diâmetro e 1 ou 2 cm de comprimento, e devido à sua capacidade de suportar altas temperaturas, o tungstênio é geralmente o material usado para o filamento do cátodo em tubos de raio X. Quando ele está aquecido, ele emite elétrons que são acelerados em direção ao ânodo para produzir raios X. A qualidade da imagem e a operação do tubo de raio X são diretamente afetadas pela eficiência do filamento. Por causa disso, a manutenção e o avanço tecnológico do filamento são essenciais para o desempenho do equipamento. Ademais, a capa focalizadora, que é uma capa de metal que incorpora o filamento e tem finalidade de confinar eletrostaticamente o feixe de elétrons em uma pequena área do anodo.

- **Ânodo:** O ânodo, que é o eletrodo positivo do tubo, é normalmente feito de materiais que possuem alto ponto de fusão e alto número atômico. Alguns exemplos desses materiais são Tungstênio (ponto de fusão 3.400°C), Molibdênio e Ródio (usados em mamografia por exigir menos energia), escolhidos por sua alta capacidade de suportar calor e eficiência na produção de raios X. O ânodo pode ser rotativo ou estacionário; o rotativo ajuda a dissipar o calor gerado durante as colisões dos elétrons.

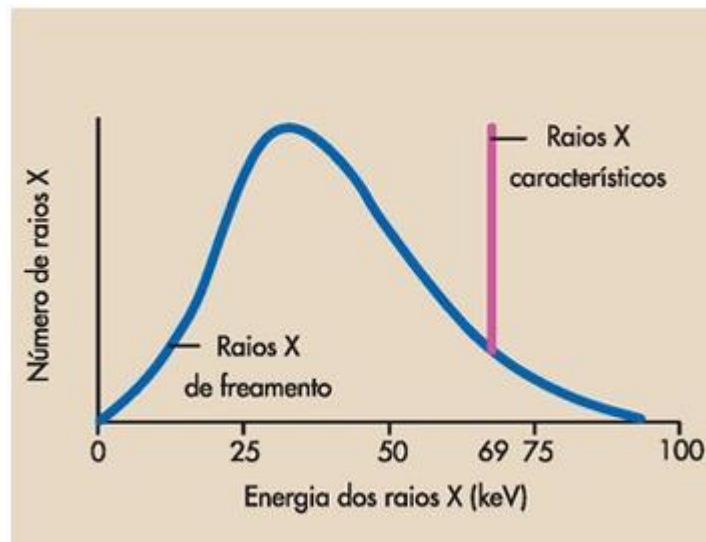
2.1.2 Produção de raios X

A produção de raios X ocorre no tubo através da interação de elétrons de alta energia com o ânodo. Como dito anteriormente, o cátodo, que contém um filamento de metal (geralmente tungstênio), é aquecido, liberando elétrons por meio de um processo chamado emissão termiônica. Uma alta diferença de potencial (alta tensão) é aplicada entre o cátodo e o ânodo. Isso faz com que os elétrons liberados pelo cátodo sejam acelerados em direção ao ânodo em alta velocidade. O ânodo geralmente feito de tungstênio devido à sua alta capacidade de suportar calor e eficiência na produção de raios X. Durante a colisão, a maior parte da energia dos elétrons é convertida em calor (cerca de 99%), enquanto uma pequena parte é convertida em radiação de raios X. A radiação de raios X é gerada principalmente por dois mecanismos: Bremsstrahlung e raios X característico.

A radiação de freamento, também conhecida como Bremsstrahlung, ocorre quando os elétrons acelerados no tubo de raios X se aproximam do núcleo dos átomos do ânodo e são desviados. Ao sofrer essa desaceleração ou desvio, o elétron perde parte de sua energia cinética, que é liberada na forma de fótons de raios X. O Bremsstrahlung gera um espectro contínuo de raios X, com energias que podem variar dependendo da velocidade dos elétrons e da força da interação com o núcleo do átomo. (BUSHBERG, ET AL., 2012.)

Os raios X característicos são produzidos quando os elétrons acelerados colidem com os elétrons dos átomos do ânodo, deslocando-os de suas órbitas. A ausência do elétron da camada mais interna (K e L) cria uma lacuna. O átomo que agora se encontra em estado excitado, e retorna ao seu estado fundamental através da transição dos elétrons dos níveis mais externos para os níveis internos, ocupando o orbital de menor energia. Como resultado desta transição, pode ocorrer uma liberação de energia na forma de um fóton. Quando a energia deste fóton se encontrar na faixa de energia dos raios X, então, é denominado de raios X característico. Dependendo do tipo de átomo, as transições eletrônicas entre as camadas mais internas (K, L e M) podem resultar na emissão de diferentes raios X característicos. A Figura 3 apresenta um espectro de emissão de raios X de freamento e de raios x característico para uma tensão de 69 keV.

Figura 3 - Espectro de emissão de raios X de freamento se estende de zero até a energia máxima dos elétrons projetados. E, espectro de emissão de raios X característicos representado por uma linha em 69 Kev



Fonte: (BUSHONG, 2008)

2.1.3 Mamógrafo

O mamógrafo é um equipamento que utiliza no lugar do tubo de raios X convencional, um tubo com características específicas projetado para a realização de mamografias, exames de imagem da mama. Com a introdução do alvo e do filtro de molibdênio em 1966, a mamografia por raios x tornou-se clinicamente adequada. Ele utiliza raios X de baixa energia para gerar imagens detalhadas dos tecidos mamários, permitindo a visualização de estruturas internas e possíveis lesões (BASSETT; GOLD, 1987).

Uma das principais diferenças entre o mamógrafo e um aparelho de raios X convencional está na configuração e nos parâmetros de exposição. O mamógrafo opera com feixes de raios X de menor energia, em torno de 25 a 35 kV, para melhorar o contraste das imagens, já que o tecido mamário é mais suave e menos denso que os ossos, que são normalmente o foco dos exames radiográficos convencionais. Para isso, os alvos utilizados na fabricação de tubos de raios x para mamografia são em geral de molibdênio ou ródio, pois o menor número atômico desses elementos produz um feixe com energia mais baixa suficiente para conseguir penetrar a estrutura da mama, que possui densidade atômica próxima, e produzir adequadamente uma imagem. Já os aparelhos de raios X convencionais, são frequentemente utilizados para exames de ossos ou tórax, portanto trabalham com energias mais altas, em torno de 50 a 150 kV, o que é adequado para a visualização de estruturas mais densas. (DANCE ET AL., 2009)

2.2 Detectores de radiação

Os detectores de radiação são dispositivos utilizados para identificar e medir a presença de radiação ionizante. Existem diversos tipos de detectores, cada um com princípios de funcionamento e aplicações específicas. Entre os principais estão os detectores gasosos, como as câmaras de ionização, contadores proporcionais e detectores Geiger-Müller, que operam através da ionização de gases. Também se destacam os detectores de cintilação, que utilizam materiais que emitem luz quando expostos à radiação, e os detectores semicondutores, que funcionam pela criação de pares de elétrons e lacunas em um material semicondutor. A escolha do tipo de detector depende do tipo de radiação a ser detectada e das características da medição desejada. Durante a realização desse trabalho foi utilizada detectores gasosos do tipo Câmara de Ionização. Por esse motivo a seguir é apresentada uma breve introdução sobre os tipos de detectores gasosos. (Knoll, G. F., 2010).

2.2.1 Detectores gasosos

Os detectores de gás são amplamente utilizados. Eles foram usados desde os primeiros experimentos com a radiação ionizante por serem simples na fabricação e uso. Basicamente, a interação das radiações com os gases causa principalmente excitação e ionização dos átomos presentes neles. Na ionização, os pares elétron-íon são formados com base nas propriedades dos gases empregados e na radiação ionizante. O volume sensível do detector é estabelecido através de eletrodos que criam campos elétricos e equipamentos adequados, atuando como um medidor da radiação que incide no mesmo. (KNOLL, G. F. (2010).

A probabilidade de a radiação interagir com o gás, gerando pares de íons, varia de acordo com o campo elétrico aplicado (ou diferença de potencial) ao gás dentro do volume sensível. A Figura 4 ilustra a variação do número de pares de íons em função da variação do campo elétrico, para duas radiações de mesma natureza e energias distintas pode-se separar o intervalo de variação do campo elétrico em seis regiões, pelas características específicas de geração e coleta de carga. Essas regiões são: a) Região inicial não-proporcional; b) Região de saturação dos íons; c) Região proporcional; d) Região de proporcionalidade limitada; e) Região do Geiger-Müller; e f) Região acima da região do Geiger-Müller ou região de descarga contínua.

Figura 4 - Regiões de operação para detectores a gás.



Fonte: (Tahuata et al. 2013).

a) Região inicial não-proporcional: Nessa região, embora os pares de íons sejam formados, o campo elétrico fraco permite que ocorra a recombinação dos íons, resultando na coleta de apenas parte das cargas geradas. À medida que a diferença de potencial aumenta, os íons são atraídos para os polos elétricos, impedindo sua recombinação. Embora seja gerada uma carga nessa fase, a amplitude do pulso varia de forma não proporcional à quantidade ou energia da radiação incidente, o que torna essa região inadequada para a operação de detectores.

b) Região de saturação de íons: Na região de saturação iônica, Depois de um valor específico do campo elétrico, todos os íons gerados são recolhidos e o sinal resultante é diretamente proporcional à energia da radiação que incide. O sinal mantém-se constante durante um intervalo de oscilação do campo elétrico, onde a recolha das cargas não implica nenhum procedimento extra. Nesta área de campo elétrico, os detectores do tipo câmara de ionização funcionam.

c) Região proporcional: Com o aumento do campo elétrico, os elétrons acelerados adquirem energia suficiente para ionizar outros átomos, formando novos pares de íons. Esse processo resulta em uma multiplicação linearmente proporcional ao número de pares de íons gerados pela radiação primária. Essa área é conhecida como região de proporcionalidade verdadeira, onde atuam os detectores proporcionais. O sinal inicial é amplificado entre 100 e 10.000 vezes, dependendo do tipo de gás e da tensão aplicada. Em geral, o sinal coletado requer pouca amplificação adicional, facilitando seu processamento.

d) Região de proporcionalidade limitada: Ao continuar aumentando o campo elétrico, a multiplicação dos íons no gás deixa de ser linear, perdendo a relação proporcional com o número de pares de íons inicialmente gerados. Os elétrons resultantes da multiplicação são rapidamente coletados no ânodo, enquanto os íons positivos se movem mais lentamente em direção ao cátodo. A concentração de íons positivos cria uma carga espacial próxima ao cátodo, o que altera o campo elétrico no detector. Como as multiplicações subsequentes dependem do valor do campo, surgem não-linearidades que afetam a proporcionalidade. Detectores não operam adequadamente nesta região.

e) Região Geiger-Müller: Se a voltagem aplicada for suficientemente alta, a carga espacial gerada pelos íons positivos se torna tão intensa que interrompe o processo de multiplicação. Nesse caso, o número de pares de íons criados será sempre similar, independentemente da quantidade inicial de pares, fazendo com que o sinal gerado seja independente da energia da radiação incidente. Esta região é utilizada para a operação dos detectores do tipo Geiger-Müller.

f) Região de descarga contínua: ao aumentar ainda mais o campo elétrico, surgem centelhas, e a operação do detector deixa de ter relação com o número de íons formados. Nessa região, os detectores não podem operar e, se forem submetidos a essas condições, podem ser danificados.

2.3 Grandezas dosimétricas

Grandezas dosimétricas são medidas físicas que quantificam a interação da radiação ionizante com a matéria, especialmente no contexto de avaliar a exposição e os efeitos biológicos da radiação em seres humanos. Essas grandezas são utilizadas para garantir a segurança e o controle em ambientes de radioproteção e diagnóstico médico. Podem ser definidos usando relações com massa ou volume. As grandezas radiológicas tais como exposição, kerma e dose absorvida, são chamados de grandezas dosimétricas porque estão relacionados à quantidade de radiação a que um material foi exposto ou absorvido.

2.3.1 Exposição

Exposição é definida como o quociente entre dQ por dm , onde dQ é o valor absoluto da carga total de íons de um dado sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons (negativos e positivos) liberados pelos fótons no ar, em uma massa dm , são completamente freados no ar, como pode ser observada na Equação 1 (Tahuata et al., 2013).

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (C \cdot Kg^{-1}) \quad (1)$$

A unidade de Exposição no sistema internacional é o röntgen (R) que corresponde a $2,58 \times 10^{-4}$ coulombs/kilograma (C/Kg).

2.3.2 Kerma

O Kerma é a energia cinética liberada por unidade de massa; e é definido pela Equação 2 (Tahuata et al., 2013) a seguir:

$$K = \frac{dE_{TR}}{dm} \quad (J \cdot Kg^{-1} = Gy) \quad (2)$$

Onde dE_{TR} é a soma das energias cinéticas iniciais de cada partícula carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons que ocorrem em um material de massa dm .

2.3.3 Dose absorvida

A transferência de energia ocorre como resultado da interação da radiação com a matéria. Devido à variedade de modos de interação e à composição do material. Por exemplo, uma quantidade significativa de energia transferida pode ser captada durante o processo de excitação dos átomos ou perdida por radiação de freamento, que contém fótons que podem se escapem do material.

A relação entre a massa do volume do material atingido e a energia absorvida é a base para determinar a grandeza da dose absorvida. No entanto, a dose absorvida é definida como uma função num ponto P, de interesse, para especificar melhor as variações espaciais e evitar a variação da quantidade de energia absorvida em diferentes pontos do volume do material, podemos observar na equação 3 (Tahuata et al., 2013) a seguir.

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (J \cdot Kg^{-1} = Gy) \quad (3)$$

Sendo $d\bar{\epsilon}$ a energia média depositada pela radiação no ponto P escolhido, e dm como já visto, uma unidade de massa.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Nesta seção, veremos a norma que utilizamos de base para realização da pesquisa, a calibração da câmara de ionização, bem como a especificações das qualidades de radiação utilizadas e mais sobre a CSR.

3.1 IEC

A Comissão Eletrotécnica Internacional, ou IEC, foi fundada em 1906 e é a organização líder global para a criação e publicação de padrões internacionais para todas as tecnologias elétricas, eletrônicas e relacionadas. Esses são chamados de "eletrotecnologia". Além de ser sem fins lucrativos, A IEC é composta por aproximadamente 170 países e fornece uma plataforma global, neutra e independente para 30.000 especialistas em todo o mundo para a padronização e avaliação da conformidade.

3.1.1 Norma IEC 61267

A Norma IEC 61267 é uma norma internacional desenvolvida pela Comissão Eletrotécnica Internacional (IEC) que estabelece os requisitos de qualidade para feixes de raios X utilizados em aplicações de radiodiagnóstico. Ela descreve as condições de teste e os métodos de calibração para garantir a consistência e a precisão das medições de radiação ionizante.

Essa norma fornece diretrizes sobre a caracterização dos feixes de raios X para calibração de instrumentos. Sobre a caracterização dos feixes de raios X, a IEC 61267 define como os feixes devem ser caracterizados em termos de qualidade, incluindo aspectos como energia, dose e espectro de radiação. Ela também estabelece procedimentos, incluindo geometria, para a calibração de câmaras de ionização e outros dispositivos de medição, assegurando que os instrumentos estejam em conformidade com os padrões de referência. Portanto, a IEC 61267 é fundamental para assegurar a qualidade e a segurança nas práticas de radiodiagnóstico, contribuindo para a proteção dos pacientes e dos profissionais de saúde. Além disso, a norma ajuda na padronização das medições de radiação, facilitando a comparação de resultados entre diferentes laboratórios e instituições. (IEC 61267, 2005).

3.2 Calibração de medidores de radiação

A calibração de um medidor de radiação é fundamental para garantir a precisão das medições. Existe mais um tipo de método, exemplo: feixe conhecido ou por substituição. No caso do Laboratório de Metrologia das radiações ionizante (LMRI- DEN/UFPE), a calibração se faz pelo método do campo conhecido, onde se caracteriza o feixe de radiação previamente antes da

calibração. No caso específico de calibração de câmaras de ionização, o objetivo é determinar um fator de calibração. O fator de calibração é um valor que relaciona a leitura da câmara (em termos de carga ou corrente elétrica gerada pela ionização do ar) à quantidade real de radiação (dose ou kerma) presente no ambiente ou em um feixe de radiação. Ele é usado para converter a leitura bruta da câmara em uma medida física quantitativa e precisa da radiação.

O processo de calibração de uma câmara de ionização envolve a exposição da câmara a um feixe de radiação com características conhecidas, geralmente em diferentes condições de energia e intensidade. Durante a calibração, são feitas diversas medições, levando em consideração fatores como temperatura, pressão e umidade, que podem influenciar os resultados. A câmara de ionização é conectada a um eletrômetro que mede a carga coletada, e esses dados são comparados com os valores de referência para calcular o coeficiente de calibração.

A importância da calibração da câmara de ionização reside na garantia de que os instrumentos utilizados em radiodiagnóstico, radioterapia e em outros campos relacionados às radiações ionizantes estejam funcionando corretamente, proporcionando medidas precisas.

3.2.1 Procedimento para calibração de câmaras de ionização

Segundo o procedimento técnico PT-026 do Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI), com relação à calibração de câmaras de ionização, semicondutores e monitores de área. O primeiro passo é preenchermos a ficha de dados do aparelho de acordo com sua qualidade, em seguida observar as condições físicas do monitor de radiação, e as condições de todo material complementar do equipamento. Neste mesmo processo, com um multímetro, observamos se as pilhas estão dentro do intervalo de $\pm 10\%$ do seu valor total, caso contrário serão substituídas.

Ademais, com o equipamento em boas condições e a ficha preenchida, conforme PT019, é realizada a medição de temperatura, pressão e umidade do ambiente, onde a temperatura deve estar numa faixa de $22 \pm 4 \text{ }^{\circ}\text{C}$ e sua umidade relativa do ar entre 30 a 75 %.

Por fim, posicionamos o equipamento em uma determinada distância e de um modo que seu centro geométrico seja a referência, tudo isso com suporte da mesa e do laser. Ademais, posicionamos o filtro e colimador correto, e verifica-se a temperatura, pressão e umidade (repetindo esse mesmo processo ao final da calibração) que foram informados anteriormente. Em Conclusão, de acordo com a qualidade do feixe de raio x, ajustamos a tensão (kV) e corrente (mA), e a programação do tempo, tudo isso no equipamento do raio x, normalmente é realizada 5 medições do feixe em nC para cada qualidade, onde utilizamos o eletrômetro Keithley para registrarmos cada medida.

3.3 Camada Semirredutora

O conhecimento da Camada Semirredutora (CSR) é fundamental durante a calibração de uma câmara de ionização, pois a CSR caracteriza a qualidade do feixe de raios X utilizado nesse processo. Ela determina a espessura do material necessária para reduzir a intensidade da radiação à metade, indicando a energia média dos fótons no feixe.

Ao calibrar uma câmara de ionização, é importante que o feixe de radiação seja bem caracterizado, ou seja, que sua qualidade seja conhecida com precisão. Isso assegura que a resposta da câmara à radiação seja comparada a valores de referência padronizados, possibilitando a obtenção de coeficientes de calibração corretos. A CSR ajuda a ajustar o feixe para condições específicas de calibração, evitando erros devido a variações na qualidade do feixe.

3.3.1 Primeira e segunda CSR e coeficiente de homogeneidade

A primeira CSR é a espessura de um material específico que diminui a intensidade do feixe a metade de seu valor inicial, neste caso não se considera (usa) absorvedores. Os absorvedores, também conhecidos como atenuadores, são materiais utilizados com a função de reduzir a intensidade da radiação. A CSR é determinada ao se ajustar a espessura do absorvedor até que a intensidade da radiação que passa seja reduzida à metade.

A Segunda Camada Semirredutora (CSR) é uma medida que indica a espessura e um material necessário para reduzir pela metade a intensidade da radiação após a primeira atenuação. Ela fornece informações adicionais sobre a qualidade do feixe de raios X, uma vez que reflete a interação da radiação com a matéria em diferentes energias. Dessa forma a intensidade de radiação é reduzida a $\frac{1}{4}$ da intensidade inicial. A espessura de absorvedor utilizada corresponde a segunda camada semirredutora. Assim, como apresentada pela Equação 4, a diferença entre o valor da CSR1 e a espessura de um absorvedor necessária para reduzir a taxa de kerma no ar a um quarto, ou $d_{1/4}$, é a segunda CSR2:

$$CSR_2 = d_{1/4} - CSR_1 \quad (4)$$

Com razão entre as duas CSRs, podemos determinar o coeficiente de homogeneidade, h , com valores entre 0 e 1, quanto mais próximo de 1, mais estreito o espectro. Esta relação podemos observar na equação 5 a seguir:

$$h = \frac{CSR_1}{CSR_2} \quad (5)$$

3.4 Qualidades de raios X para o mamógrafo

As qualidades de feixe de raios X são padrões utilizados para caracterizar os feixes, especialmente em metrologia das radiações e controle de qualidade em radiodiagnóstico. A principal diferença entre elas está na presença ou ausência de filtros adicionais que modificam o feixe. No caso do mamógrafo as qualidades dos feixes de raios X **MRV**, **RQA-M** e **RQR-M** são utilizadas para diferentes finalidades em mamografia:

- **MRV (Mammography Radiation Quality)**: Refere-se à qualidade do feixe de raios X utilizado em mamografia clínica, com tensões baixas (entre 25 e 35 kV) e filtros específicos, como molibdênio ou ródio, para maximizar o contraste em tecidos moles e garantir imagens de alta resolução com baixa dose de radiação.
- **RQA-M (Radiation Quality Additional-Mammography)**: É uma qualidade de feixe voltada para calibração e testes de desempenho de equipamentos mamográficos. Diferencia-se por utilizar filtros adicionais, além do filtro padrão do tubo de raios X, com o objetivo de simular feixes de maior atenuação, e tensões mais elevadas em comparação ao feixe MRV, variando entre 28 e 35 kV.
- **RQR-M (Radiation Quality Reference-Mammography)**: Este feixe é usado como referência para caracterizar e padronizar o desempenho dos mamógrafos. Ele utiliza as tensões típicas de mamografia, sem filtros adicionais, visando representar a qualidade do feixe padrão que seria utilizado em exames clínicos.

Essas diferentes qualidades de feixes são essenciais para calibrar equipamentos, realizar testes de controle de qualidade e garantir que as doses de radiação e as imagens geradas em mamografia estejam dentro dos padrões exigidos para segurança e eficácia diagnóstica. A seguir, será apresentado para cada uma dessas qualidades as características informadas na norma IEC 61267 estabelece os padrões para as condições de radiação usadas na calibração. A norma detalhada no define os feixes de radiação de referência que devem ser utilizados para a calibração de equipamentos, especificando os parâmetros técnicos dos feixes de raios X, como

a tensão aplicada (kV), o tipo de filtro, a composição do material filtrante e a qualidade do feixe (incluindo a Camada Semirredutora - CSR). O objetivo é garantir que os sistemas de medição de dose, como câmaras de ionização e detectores, sejam calibrados e verificados com precisão, proporcionando segurança tanto para os pacientes quanto para os profissionais da saúde.

3.4.1 Qualidade MMV

Segundo a norma IEC 61267, as qualidades de radiação padrão MMV são descritas em termos do: Alvo emissor de molibdênio, porcentagem do ripple (variação de tensão) não superior a 4% e a filtração de molibdênio de 0,032 mm $\pm$ 0,002 mm. A Tabela 1 apresenta tais qualidades.

Tabela 1 - Caracterização das qualidades padrão de radiação MMV

Qualidades padrão de radiação	Tensão do tubo de raio x Kv	Primeira CSR em mm de alumínio
RQR-M 1 (MMV 25)	25	0,28
RQR-M 2 (MMV 28)	28	0,31
RQR-M 3 (MMV 30)	30	0,33
RQR-M 4 (MMV 35)	35	0,36

Fonte: IEC 61267 (2005)

3.4.2 Qualidade MRV

A qualidade de MRV é a que utiliza filtro de molibdênio e ródio, na tabela 2, podemos ver as qualidades com algumas especificações.

Tabela 2 - Qualidades de mamografia baseadas em Mo e Rh

Código PTB	Tensão do tubo	Filtração Total		1º CSR	Energia média (fluência)	Energia média (kerma no ar)	Taxa de kerma no ar 1m,10mA
	Kv	mm Rh	mm Al	mm Al	KeV	KeV	mGy/s
MRV 20	20	0,025		0,24	14,9	14,0	0,10
MRV 25	25	0,025		0,34	17,1	15,8	0,23
MRV 28	28	0,025		0,38	17,6	16,3	0,34
MRV 30	30	0,025		0,39	17,9	16,5	0,41
MRV 35	35	0,025		0,43	18,6	17,0	0,62
MRV 40	40	0,025		0,45	19,5	17,4	0,86
MRV 50	50	0,025		0,48	21,3	18,0	1,39

Fonte: PTB

3.4.3 Qualidade RQA-M

A qualidade RQA-M segue os mesmos termos vistos anteriormente na qualidade MMV, com o adicional de um filtro de alumínio de $2 \text{ mm} \pm 0,01 \text{ mm}$. Podemos ver sua caracterização na tabela 3 a seguir.

Tabela 3 - Caracterização das qualidades padrão de radiação RQA-M

Qualidades padrão de radiação	Tensão do tubo de raio x Kv	Filtro adicional de alumínio em mm	Primeira CSR em mm de alumínio
RQA-M 1	25	2	0,56
RQA-M 2	28	2	0,60
RQA-M 3	30	2	0,62
RQA-M 4	35	2	0,68

Fonte: IEC 61267 (2005)

3.5 Objetivo do trabalho

Portanto, este trabalho tem por objetivo determinar a Camada Semirredutora (CSR) do mamógrafo do laboratório de metrologia de radiações ionizantes (LMRI) localizado no departamento de energia nuclear, na UFPE.

4 METODOLOGIA

Nesta seção é descrito os métodos e procedimentos utilizados para o desenvolvimento deste trabalho. Os seguintes equipamentos, acessórios e materiais auxiliares foram utilizados durante o procedimento:

- Câmara de ionização PTW Freiburg modelo: TW 34069, série 0063;
- Eletrômetro PTW Freiburg modelo: UNIDOS E, série T10009- 90329;
- Câmara de ionização monitora PTW Freiburg TN 34041-0067;
- Eletrômetro Keithley modelo 6517A série 0972959;
- Absorvedores de alumínio;
- Suporte para posicionamento dos absorvedores;
- Setup para posicionamento da câmara de ionização;
- Barômetro;
- Desumificadores;
- Certificado de calibração da câmara de ionização padrão.

4.1 Qualidades de radiação

Para a determinação da Camada Semirredutora (CSR) do mamógrafo, foram utilizadas as qualidades especificadas, com uma corrente de tubo de 10 mA, utilizando a câmara de ionização PTW, modelo TW 34069, série 0063, e o eletrômetro PTW, modelo Unidos E, série T10009-90329. As especificações das qualidades estão apresentadas anteriormente nas Tabelas 1, 2 e 3.

4.1.1 Qualidades de raio x, MMV

A Tabela 4 apresenta os parâmetros utilizados para a determinação da CSR na qualidade de feixe de radiação do mamógrafo MMV

Tabela 4 - Equipamentos e parâmetros utilizados para determinação da CSR da qualidade MMV

Qualidade de Radiação	Tensão do Tubo (KV)	Filtração Adicional
MMV 25	25	0,03 mmMo
MMV 28	28	0,03 mmMo
MMV 30	30	0,03 mmMo
MMV 35	35	0,03 mmMo

Fonte: Procedimento Técnico - LMRI (2023)

4.1.2 Qualidades de raio x, MRV

A Tabela 5 apresenta os parâmetros para a CSR na qualidade de feixe de radiação MRV:

Tabela 5 - Equipamentos e parâmetros utilizados para determinação da CSR da qualidade MRV

Qualidade de Radiação	Tensão do Tubo (KV)	Filtração Adicional
MRV 25	25	0,025 mmRh
MRV 28	28	0,025 mmRh
MRV 30	30	0,025 mmRh
MRV 35	35	0,025 mmRh

Fonte: Procedimento Técnico - LMRI (2023)

4.1.3 Qualidades de raio x, RQA-M

A Tabela 6 mostra os parâmetros utilizados para a CSR na qualidade de feixe de radiação RQA-M:

Tabela 6 - Equipamentos e parâmetros utilizados para determinação da CSR da qualidade RQA

Qualidade de Radiação	Tensão do Tubo (KV)	Filtração Adicional
RQA-M1	25	0,03 mmMo + 2,00 mmAl
RQA-M2	28	0,03 mmMo + 2,00 mmAl
RQA-M3	30	0,03 mmMo + 2,00 mmAl
RQA-M4	35	0,03 mmMo + 2,00 mmAl

Fonte: Procedimento Técnico - LMRI

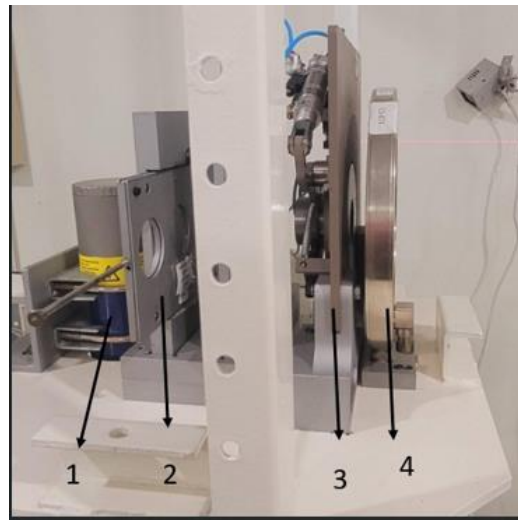
4.2 Métodos

4.2.1 Instalação do arranjo

O trabalho foi desenvolvido no Laboratório de Metrologia Radiações Ionizantes (LMRI) na UFPE utilizando o mamógrafo como visto na Figura 5, sendo a seta 1 o tubo de raios X, visto na seção 2.1.1, o arranjo de filtros de molibdênio, ródio e alumínio é demonstrando pela seta 2, e a seta 3 é o Schuster, ele permite a emissão do feixe de raio X para a câmara monitora (4), que

serve como referência para cada exposição, evitando oscilações.

Figura 5 - Foto do mamógrafo utilizado no LMRI

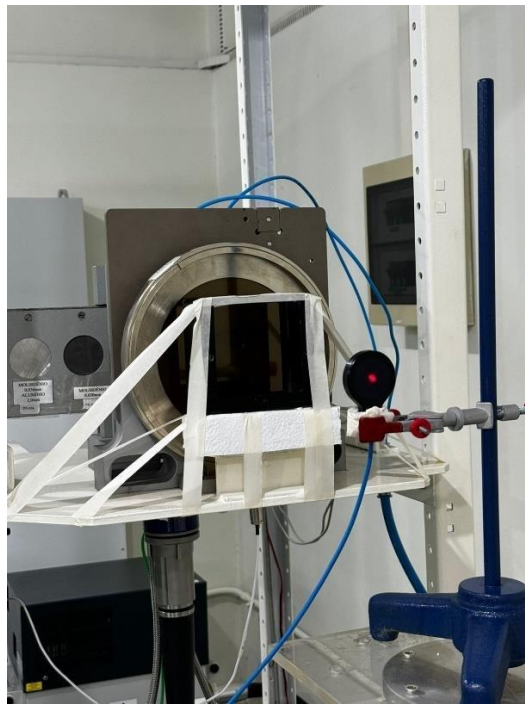


Fonte: O autor (2024)

Iniciando com o procedimento do laboratório, ligamos todos os equipamentos como barômetro, computadores, etc. O mamógrafo, no primeiro dia, é aquecido no tempo longo por 35 minutos, durante os demais dias, poderá ser realizado no tempo curto de 17 minutos. Para isso, o ar-condicionado é obrigatoriamente ligado, pois, para iniciar o aquecimento é necessário a temperatura está entre 18 e 26 C°.

Após o aquecimento, é feita a montagem do suporte para posicionar a câmara de ionização PTW, modelo TW34069, série 0063 (-200V) e as barras de alumínio como visto na Figura 6. Como os testes duram mais do que 1 dia, para não precisamos desmontar o suporte e guardar a câmara de ionização (devido a umidade), ligamos o desumificador.

Figura 6 - Foto do posicionamento dos suportes e da CI



Fonte: O autor (2024)

Após a montagem do suporte, colocamos a câmara de ionização posicionada com o auxílio de lasers fixos no carrinho e na parede para acertamos o centro geométrico com precisão. A câmara está conectada a um eletrômetro PTW UNIDOS E#2 N/S90329.

Além disso, a câmara monitora PTW Freiburg TN 34014-0067 com o Eletrômetro Keithley modelo 6517A série 0972959 é responsável pela medição da intensidade do feixe. Ambos os eletrômetros citados anteriormente, podem ser vistos na figura 7 a seguir

Figura 7 - Em cima o eletrômetro Keithley modelo 6517A série 0972959, em baixo PTW UNIDOS E#2 N/S90329.



Fonte: O autor (2024)

Por fim, os absorvedores de alumínio são colocados em um suporte entre a câmara monitora e a câmara de ionização padrão, com distâncias determinadas, 29 cm do ponto focal do tubo até os absorvedores e 58 cm do foco a câmara de ionização padrão. Como previsto, os absorvedores ficam na metade entre o foco e a Câmara padrão. Além disso, A depender da qualidade utilizada, mudamos o absorvedor de acordo com sua espessura. Os absorvedores podem ser vistos nas Figuras 8 a seguir

Figuras 8 - Modelos de absorvedores de alumínio



Fonte: O autor (2024)

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1 Determinação da CSR

A seguir, seguindo os protocolos do laboratório citados e após a instalação dos suportes e equipamentos necessários, foram realizadas três medições para cada qualidade e material absorvedor. Cada medida foi realizada com o tempo de 60 segundos

5.1.1 MMV

Para as qualidades MMV a média das três leituras realizadas para cada energia e material absorvedor são apresentados na Tabela 7 a seguir

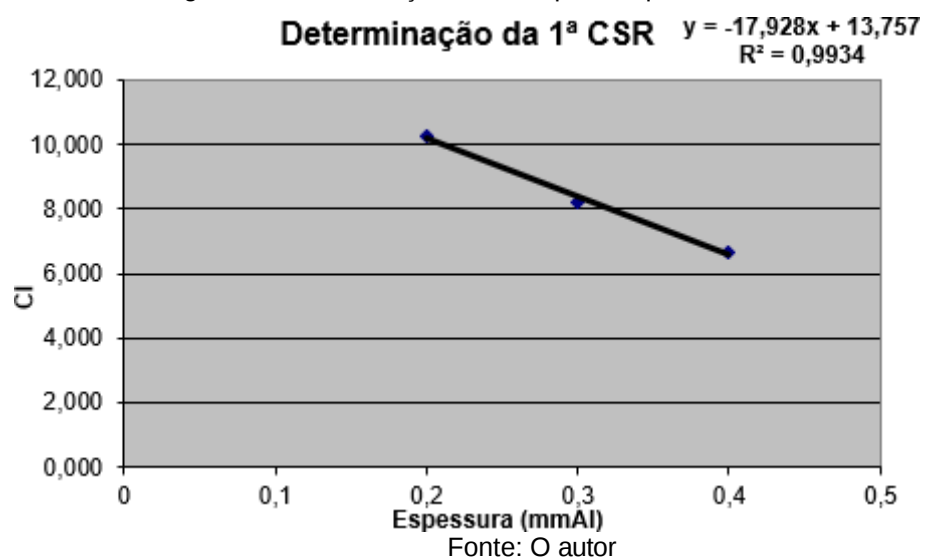
Tabela 7 - Espessura e média da resposta da CI obtida para cada qualidade MMV.

MMV 25		MMV 28		MMV 30		MMV 35	
Espessura Abs. (mmAl)	Resposta a CI média (nC)	Espessura Abs. (mmAl)	Resposta a CI média (nC)	Espessura Abs. (mmAl)	Resposta a CI média (nC)	Espessura Abs. (mmAl)	Resposta a CI média (nC)
0	16,317	0	22,825	0	27,830	0	41,432
0,2	10,256	0,2	14,928	0,2	18,541	0,2	28,605
0,3	8,210	0,3	12,152	0,3	15,214	0,4	20,844
0,4	6,670	0,4	9,906	0,4	12,712	0,6	15,632

Fonte: O autor

A partir dos dados foi traçada a curva resposta para a determinação da 1ª CSR. Esse gráfico relaciona a leitura da CI com a espessura de material absorvedor utilizado. Abaixo a Figura 9 apresenta a linearidade dos dados da qualidade MMV 25 que foi escolhida para exemplo. A partir do ajuste da reta dos dados medidos foi possível determinar a CSR para essa qualidade que foi de 0.31 mmAl.

Figura 9 - Determinação da CSR para a qualidade MMV 25.



Do mesmo jeito como apresentado para a qualidade MMV 25 foi traçada a curva e determinada a CSR para as outras qualidades MMV. A Tabela 8 abaixo apresenta a equação da reta encontrada, o valor de R^2 e a CSR de cada qualidade correspondente.

Tabela 8 - Equação de interpolação, R^2 e a CSR de cada qualidade MMV.

Qualidade da radiação	Equação	R^2	CSR (mmAl)
MMV 25	$Y = -17,928x + 13,757$	0,993	0,31
MMV 28	$y = -25,11x + 19,862$	0,9963	0,34
MMV 30	$y = -29,144x + 24,233$	0,9934	0,35
MMV 35	$y = -32,434x + 34,668$	0,9873	0,43

Fonte: O autor (2024)

5.1.2 MRV

Para as qualidades MRV a média das três leituras realizadas para cada energia e material absorvedor são apresentados na Tabela 9 a seguir

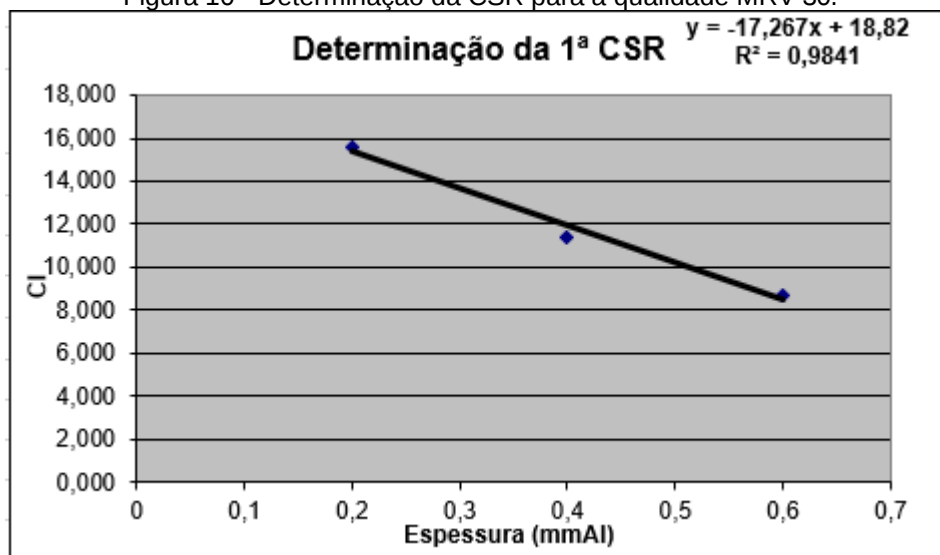
Tabela 9 - Espessura e média da resposta da CI obtida para cada qualidade MRV.

MRV 25		MRV 28		MRV 30		MRV 35	
Espessura a Abs. (mmAl)	Resposta a CI média (nC)	Espessura a Abs. (mmAl)	Resposta a CI média (nC)	Espessura a Abs. (mmAl)	Resposta a CI média (nC)	Espessura a Abs. (mmAl)	Resposta a CI média (nC)
0	13,155	0	18,817	0	22,258	0	35,271
0,2	8,858	0,2	13,008	0,2	15,620	0,2	25,532
0,3	7,327	0,4	9,529	0,4	11,405	0,4	19,240
0,4	6,067	0,6	7,175	0,6	8,713	0,6	14,835

Fonte: O autor (2024)

Da mesma maneira que foi traçada a curva para a qualidade MMV, podemos utilizar como exemplo a curva MRV 30, então novamente foi traçada a curva da determinação da 1ª CSR que relaciona a leitura da CI com a espessura de material absorvedor utilizado. Abaixo a Figura 10 apresenta a linearidade dos dados da qualidade MRV 30. A partir da reta de ajuste foi possível determinar a CSR para essa qualidade que foi de 0.45 mmAl.

Figura 10 - Determinação da CSR para a qualidade MRV 30.



Fonte: O autor (2024)

A Tabela 10 abaixo apresenta a equação da reta encontrada, o valor de R^2 e a CSR de cada qualidade correspondente para todas as qualidades MRV.

Tabela 10 - Equação de interpolação, R² e a CSR de cada qualidade MRV.

Qualidade da radiação	Equação	R ²	CSR (mmAl)
MRV 25	$y = -13,957x + 11,605$	0,9969	0,36
MRV 28	$y = -14,583x + 15,738$	0,9878	0,43
MRV 30	$y = -17,267x + 18,82$	0,9841	0,45
MRV 35	$y = -26,741x + 30,566$	0,9897	0,48

Fonte: O autor (2024)

5.1.3 RQA-M

Por fim, a Tabela 11 mostra os resultados da qualidade RQA-M.

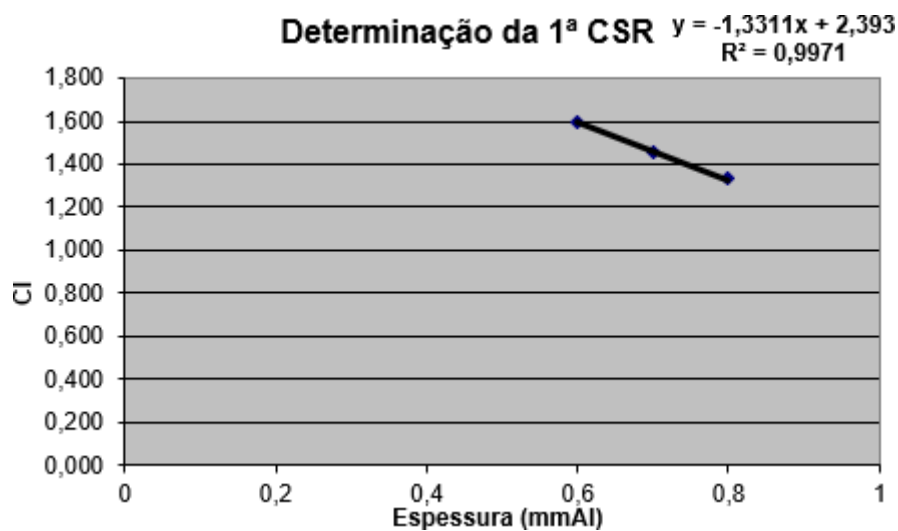
Tabela 11 - Espessura e média da resposta da CI obtida para cada qualidade RQA.

RQA-M1		RQA-M2		RQA-M3		RQA-M4	
Espessura Abs. (mmAl)	Resposta CI média (nC)	Espessura Abs. (mmAl)	Resposta CI média (nC)	Espessura Abs. (mmAl)	Resposta CI média (nC)	Espessura Abs. (mmAl)	Resposta CI média (nC)
0	0,607	0	1,081	0	1,459	0	2,745
0,4	0,383	0,4	0,707	0,4	0,965	0,6	1,598
0,6	0,306	0,6	0,576	0,6	0,797	0,7	1,452
0,8	0,246	0,8	0,471	0,8	0,658	0,8	1,332

Fonte: O autor (2024)

Observamos que diferentemente das qualidades vista anteriormente, a resposta da CI é menor, devido a característica do filtro de RQA. Ademais, podemos traçar a curva, podemos utilizar como exemplo a curva da qualidade RQA-M4, então novamente foi traçada a curva da determinação da 1ª CSR que relaciona a leitura da CI com a espessura de material absorvedor utilizado. Abaixo a Figura 11 apresenta a linearidade dos dados da qualidade RQA-M4. A partir da reta de ajuste foi possível determinar a CSR para essa qualidade que foi de 0.77 mmAl.

Figura 11 - Determinação da CSR para a qualidade RQA-M4 (RQA 35).



Fonte: O autor (2024)

A Tabela 12 abaixo apresenta a equação da reta encontrada, o valor de R^2 e a CSR de cada qualidade correspondente para todas as qualidades MRV.

Tabela 12 - Equação de interpolação, R^2 e a CSR de cada qualidade RQA.

Qualidade da radiação	Equação	R^2	CSR (mmAl)
RQA-M 1	$y = -0,3428x + 0,5176$	0,9951	0,62
RQA-M 2	$y = -0,5887x + 0,9383$	0,9956	0,67
RQA-M 3	$y = -0,7684x + 1,2682$	0,9968	0,70
RQA-M 4	$y = -1,3311x + 2,393$	0,9971	0,77

Fonte: O autor (2024)

6 CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS

Neste trabalho, foi determinada a CSR de cada qualidade do mamógrafo do LMRI. Os dados obtidos comparados com a norma podem ser vistos nas Tabela 13,14 e 15 a seguir.

Tabela 13 - Comparação da CSR determinadas com a da Norma para a qualidade MMV

Qualidade de radiação	Tensão do Tubo (Kv)	CSR do LMRI (mmAl)	CSR IEC 61267 (mmAl)
MMV 25	25	0,31	0,28
MMV 28	28	0,34	0,31
MMV 30	30	0,35	0,33
MMV 35	35	0,43	0,36

Fonte: (O autor; IEC 61267)

Tabela 14 - Comparação da CSR determinadas com a da Norma para a qualidade MRV

Qualidade de radiação	Tensão do Tubo (Kv)	CSR do LMRI (mmAl)	CSR PTB (mmAl)
MRV 25	25	0,36	0,34
MRV 28	28	0,43	0,38
MRV 30	30	0,45	0,39
MRV 35	35	0,48	0,43

Fonte: (O autor; PTB)

Tabela 15 - Comparação da CSR determinadas com a da Norma para qualidade RQA

Qualidade de radiação	Tensão do Tubo (Kv)	CSR do LMRI (mmAl)	CSR IEC 61267 (mmAl)
RQA-M1	25	0,62	0,56
RQA-M2	28	0,67	0,60
RQA-M3	30	0,70	0,62
RQA-M4	35	0,77	0,68

Fonte: (O autor; IEC 61267;)

Todo procedimento seguiu de acordo com o que a norma IEC 61267 exige. Contudo, observamos que os valores da CSR calculados foram diferentes das que se encontram na norma para as mesmas condições. Isso não significa que houve erros nas medições. Isso ocorre porque cada tubo de raios X tem uma característica própria e até mesmo o uso muda a eficiência do tubo de raios X com o tempo, alterando o feixe emitido, o que reflete na medida da CSR. Como o objetivo do trabalho era a caracterização de cada qualidade, podemos afirmar que para o mamógrafo do LMRI as CSR

de cada qualidade foram as encontradas nos utilizando a norma como base. Dessa forma, será possível realizar a calibração de equipamentos no mamógrafo do LMRI utilizando as qualidades de feixe de mamografia.

REFERÊNCIAS

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM). Report No. 31 - Standardized Methods for Measuring Diagnostic X-Ray Exposures. AAPM, 1985.

ATTIX, Frank H. Radiation Dosimetry: Instrumentation and Methods. 1. ed. New York: Wiley, 1986.

Bassett, L. W., Gold, R. H. (1987). History of Mammography: Evolution, Advances, and Controversies. Radiologic Clinics of North America

BONTRAGER, Kenneth L.; LAMPIGNANO, John. Textbook of Radiographic Positioning and Related Anatomy. 9. ed. St. Louis: Elsevier, 2017.

BRANT, William E.; HELMS, Clyde A. Fundamentals of Diagnostic Radiology. 4. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012).

Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., & Boone, J. M. (2012). The Essential Physics of Medical Imaging (3rd ed.). Lippincott Williams & Wilkins.

BUSHONG, Stewart C. Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology, and Protection. 11. ed. St. Louis: Mosby, 2017.

Dance, D. R., et al. (2009). Dosimetry in Mammography. Radiation Protection Dosimetry)

<https://www.gov.br/inmetro/pt-br>, Acessado em 11/08/2024

<https://www.oiml.org>, Acessado em 11/08/2024

IEC 61267. Medical diagnostic X-ray equipment - Radiation conditions for use in the determination of characteristics. International Electrotechnical Commission, 2005. IEC 61267:2005 | IEC

ISO 4037. X and gamma reference radiation for calibrating dosemeters and dose ratemeters and for determining their response as a function of photon energy. International Organization for Standardization, 1999.

Khan, F. M. *The Physics of Radiation Therapy*. 5ª ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2014.

Knoll, G. F. (2010). Radiation Detection and Measurement (4th ed.).

Mettler, F. A., & Guiberteau, M. J. (2018). *Essentials of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* (7th ed.). Elsevier.

NIST. Handbook 150-2 - NVLAP Calibration Laboratories Technical Guide. National Institute of Standards and Technology, 2012.

Podgorsak, E. B. *Radiation Physics for Medical Physicists*. Springer, 2010

Roentgen, W. C. (1895). "On a new kind of rays."

TABAR, Laszlo; DEAN, Peter B. *Breast Cancer: The Art and Science of Early Detection with Mammography*. 2. ed. Stuttgart: Thieme, 2011.

Tauhata, L., Salati, I. P. A., Di Prinzio, R., Di Prinzio, M. A. R. R. *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos*, 2013)

WESTBROOK, Catherine; KAVANAGH, John. *MRI in Practice*. 5. ed. Hoboken: Wiley-Blackwell, 2018.