ELABORAÇÃO DE UM PROTÓTIPO DE DETECTOR DE RAIO X DE BAIXO CUSTO COM SENSOR LDR E PLATAFORMA ARDUINO

Pedro Gabriel Fernandes Mundim Paiva

Orientadora: Josilene Cerqueira Santos

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

RIO DE JANEIRO

2024

Rio de Janeiro – RJ

2024

Pedro Gabriel Fernandes Mundim Paiva

ELABORAÇÃO DE PROTÓTIPO DE DETECTOR DE RAIO X DE BAIXO CUSTO COM SENSOR LDR E PLATAFORMA ARDUINO

Trabalho de Conclusão de Curso a ser apresentado ao Instituto de Física como requisito básico para formação integral do curso de bacharelado em Física Médica, na Universidade Federal do Rio de Janeiro.

Orientador (a): Josilene Cerqueira Santos

Rio de Janeiro – RJ

2024

RESUMO

Equipamentos de raios X são importantes ferramentas para o diagnóstico por imagem, tornando-se parte essencial do campo denominado de Radiodiagnóstico, uma das áreas centrais da Física Médica. O funcionamento desses equipamentos deve ser rigorosamente avaliado em controles de qualidade, pois utilizam radiação ionizante, cuja dose deve ser otimizada sem prejuízo ao diagnóstico para reduzir a probabilidade de efeitos estocásticos da radiação. A medição e a caracterização deste tipo de radiação produzida em um equipamento de uso médico são de fundamental importância no processo que visa a garantia de qualidade desses procedimentos. Desta forma, um rigoroso Controle de Qualidade (CQ) deve ser estabelecido e com ele a necessidade do uso de medidores que possam mensurar a radiação do equipamento. Contudo, a maior parte desses medidores possui um custo consideravelmente alto. A fim de se pensar em formas alternativas de detecção de raios X, o objetivo deste estudo é analisar a viabilidade do uso de sensores LDR (*Light Dependent Resistor*), um componente eletrônico semicondutor utilizado para detecção de luz, como alternativa para medição de raios X. O aparato montado é simples e robusto pois pretende-se montar o detector ligado a uma placa Arduino. O sensor foi exposto a dois diferentes tubos de raios X, um mamógrafo e um tubo de raios X industrial. Foram realizados testes de repetibilidade, reprodutibilidade, dependência do sinal com os parâmetros de produção dos feixes nos tubos e sensibilidade com variações intrínsecas dos sensores LDR. Os resultados obtidos permitiram gerar curvas de calibração que possibilitaram a medição da tensão aplicada ao tubo de raios X. Foi observado uma dependência do sinal com a corrente e com a tensão aplicadas ao tubo, seguindo um comportamento exponencial. Numa determinada faixa de tensão, de 20 a 60 kVp, o detector apresentou uma compatibilidade do sinal medido com o usado no tubo, quando aplicadas correntes acima de 10 mA, indicando uma viabilidade como medidor de tensão e de tempo de exposição. Com a sensibilidade observada, o detector proposto se apresentou como uma viável ferramenta na detecção de raios X, tendo uma resposta satisfatória e mantendo uma variação percentual menor que 5% dentro da faixa de operação sugerida. A construção do aparato é simples e seu sinal é reprodutível, tornando-o um viável detector de baixo custo. Desse modo, esperamos facilitar a disseminação e o acesso à tecnologia de detecção de radiação, incluindo em laboratórios didáticos de Física das Radiações, ampliando o alcance de sua aplicação.

ABSTRACT

X-ray equipment is an important tool for diagnostic imaging and has become an essential part of the field of Radiodiagnosis, one of the core areas of Medical Physics. The performance of this equipment must be rigorously evaluated in quality controls, as it uses ionizing radiation, the dose of which must be optimized without harming the diagnosis in order to reduce the likelihood of stochastic radiation effects. The measurement and characterization of this type of radiation produced in medical equipment is of fundamental importance in the process of guaranteeing the quality of these procedures. Therefore, strict Quality Control (QC) must be established and with it the need to use meters that can measure the radiation from the equipment. However, most of these meters are considerably expensive. In order to think of alternative ways of detecting X-rays, the aim of this study is to analyze the feasibility of using LDR (Light Dependent Resistor) sensors, a semiconductor electronic component used for detecting light, as an alternative for measuring X-rays. The apparatus assembled is simple and robust, as the detector is to be connected to an Arduino board. The sensor was exposed to two different X-ray tubes, a mammography tube and an industrial X-ray tube. Tests were carried out on repeatability, reproducibility, dependence of the signal on the beam production parameters in the tubes and sensitivity to intrinsic variations in LDR sensors. The results obtained allowed calibration curves to be generated which enabled the voltage applied to the X-ray tube to be measured. A dependence of the signal on the current and voltage applied to the tube was observed, following an exponential behavior. In a certain voltage range, from 20 to 60 kVp, the detector showed compatibility of the measured signal with that used in the tube, when currents above 10 mA were applied, indicating viability as a voltage and exposure time meter. With the sensitivity observed, the proposed detector proved to be a viable tool for detecting X-rays, with a satisfactory response and a percentage variation of less than 5% within the suggested operating range. The apparatus is simple to build, and its signal is reproducible, making it a viable low-cost detector. In this way, we hope to facilitate the dissemination of and access to radiation detection technology, including in Radiation Physics teaching laboratories, broadening the scope of its application.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Onda eletromagnética senoidal linearmente polarizada. Adaptado (YOUNG AND FREED, 2019). 14

Figura 2 - Espectro eletromagnético. Fonte: Adaptado de Dallemand et al. (1993). 15

Figura 3 - Representação esquemática do surgimento de raios X característicos e elétrons Auger. Fonte: Adaptado de Manninen, A.-L. (2014). 16

Figura 4 - Interação de uma partícula ionizante com um elétron ligado. Podendo causar excitação ou ionização. Fonte: Adaptado de Bayens, A. et al. (2023) 17

Figura 5 - Classificação da radiação. Fonte: Adaptado de Podgorsak et al. (2005). 18

Figura 6 - Espalhamento Compton - Fonte: Adaptado de (PODGORSAK, 2005). 20

Figura 7 - Diagrama do tubo de raios X - Fonte: (DA SILVA, 2016). 22

Figura 8 - Espectro de energia dos raios X - Fonte: Adaptado de (BUSHBERG, 2011). 23

Figura 9 - Mudança do espectro de raios X com a tensão aplicada ao tubo - Fonte: Adaptado de (BUSHBERG, 2011). 24

Figura 10 - Mudança do espectro de raios X com o produto corrente-tempo. - Fonte: Adaptado de (BUSHBERG, 2011). 25

Figura 11 - Diagrama de bandas de energia em sólidos. Adaptado de (BERNEY NEEDLEMAN, 2014). 28

Figura 12 - Representação esquemática da rede cristalina do silício. Adaptado de (LUTZ, 2007). 29

Figura 13 - Níveis de energia do silício em função do espaçamento reticular do cristal. Adaptado de (LUTZ, 2007). 30

Figura 14 - Excitação de um elétron com um fóton de alta energia (a) e um fóton de baixa energia (b). Adaptado de (URBAN, 2016). 30

Figura 15 - Diagrama da estrutura cristalina e das bandas de energia de semicondutores do tipo n (à esquerda) e tipo p (à direita). (TAUHATA, 2003). 31

Figura 16 - Formação de pares elétron buraco após a interação com a radiação ionizante. Adaptado de (AHMED, 2007). 32

Figura 17- Curva de resposta característica do LDR GL105 (DATASHEET) 33

Figura 18- Foto do Arduino Uno R3. 35

Figura 19 - Foto da protoboard usada. 36

Figura 20 - Comparação entre tamanhos de alguns dos LDR usados nos testes. 37

Figura 21 - Resistores usados no circuito. 38

Figura 22 - Cabo conector USB A/B. 39

Figura 23 - Foto do circuito interno usando um LDR de 10 mm e resistor 10 kΩ. 39

Figura 24 - Ilustrações esquemáticas do circuito (Tinkercad). 40

Figura 25- Esquema de conexão do LDR no circuito para aquisição do sinal 40

Figura 26 - A: Foto do aparato sendo usado em um experimento. B: Esquema em 3D do aparato aberto com o circuito posicionado de forma que o LDR fique embaixo do buraco. 41

Figura 27- Fluxograma da aquisição do sinal em exposições de raios X 44

Figura 28 - Posicionamento do dispositivo no mamógrafo. 44

Figura 29 - Detector comercial Piranha. 45

Figura 30 - Vista traseira dos LDR usados em suas respectivas posições: Traço; Bola; Cruz; Asterisco; Quadrado; Triângulo. 47

Figura 31 - Vista frontal dos LDR usados em suas respectivas posições: Traço; Bola; Cruz; Asterisco; Quadrado; Triângulo. 47

Figura 32 - Configuração experimental do detector com o Raio X (1). 49

Figura 33 - Configuração experimental do detector com o Raio X (2). 49

Figura 34 - Eficiência teórica de detecção entre o CdS e o CdTe 52

Figura 35 - Forma do sinal em diferentes tensões no tubo de raios X. 54

Figura 36 - Análise do sinal em diferentes LDR a uma mesma exposição. 55

Figura 37 - Linearidade da resposta em relação a tensões em duas combinações de alvo/filtro do mamógrafo. LDR de 3 mm a esquerda e 10 mm a direita. 56

Figura 38 - Comportamento do sinal com a mudança de tensão no raio X industrial. 58

Figura 39 - Forma do sinal em variações de produto corrente-tempo (mAs) no mamógrafo. 60

Figura 40 - Forma do sinal para diferentes valores de corrente no raio X industrial. 61

Figura 41 - Avaliação do sinal do LDR para diferentes tempos de exposição no raio X industrial. 63

Figura 42 - Avaliação da repetibilidade do sinal do LDR no mamógrafo. 65

Figura 43 - Avaliação da repetibilidade do sinal do LDR no raio X industrial. 65

Figura 44 - Avaliação das curvas de calibração para 6 valores de teste. Curvas de correntes ímpares à esquerda e correntes pares a direita. 68

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Matriz categórica das partículas ionizantes. Adaptado de (Knoll, 2010) 16

Tabela 2 - Análise do sinal em diferentes LDR a uma mesma exposição.....45

Tabela 3 – Coeficientes das medidas no Mamógrafo.....47

Tabela 4 – Parâmetros encontrados com uso do detector Piranha no mamógrafo.....50

Tabela 5 - Tempo de exposição medido pelo detector proposto em comparação com o detector Piranha.....52

Tabela 6 - Valor médio do sinal de resposta para diferentes tempos de exposição.....53

Tabela 7 - Média dos sinais no teste de repetibilidade para os dois equipamentos de raios X.....55

Tabela 8 - Teste de reprodutibilidade no mamógrafo.....56

Tabela 9 - Teste de reprodutibilidade no raio X industrial.....57

Tabela 10 – Resultados do teste da curva de calibração com diferentes tensões e correntes.....59

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LDR - Fotoresistor - Light Dependent Resistor

CQ - Controle de Qualidade

kVp - quilovolt pico

IAEA - *International Atomic Energy Agency* (Agência Internacional de Energia Atômica)

ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária

CdS - Sulfeto de Cádmio

CdTe – Telureto de Cádmio

ICRU - Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação

LAFRAG - Laboratório de Radiação Gama e X da UFRJ

UFRJ - Universidade Federal do Rio de Janeiro

IRD - Instituto de Radioproteção e Dosimetria

CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear

NIST - Instituto Nacional de Padrões e Tecnologia

IDE - Ambiente de Desenvolvimento Integrado

CPU - Unidade Central de processamento

A/D - Conversor analógico digital

VDC - Voltagem Direta Contínua

GND - *Ground* (Referente a entrada que aterra o circuito)

SUMÁRIO

RESUMO **3**

ABSTRACT **4**

LISTA DE ILUSTRAÇÕES **5**

LISTA DE TABELAS **7**

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS **8**

SUMÁRIO **9**

1. INTRODUÇÃO **11**

2. OBJETIVOS **13**

2.1. GERAL 13

2.2. ESPECÍFICOS 13

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA **14**

3.1. ESPECTRO ELETROMAGNÉTICO 14

3.1.1. CONCEITOS BÁSICOS E TERMINOLOGIAS 16

3.1.2. RADIAÇÃO IONIZANTE E NÃO IONIZANTE 17

3.2. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA 18

3.2.1. EFEITO FOTOELÉTRICO 19

3.2.2. EFEITO COMPTON 20

3.3. PRODUÇÃO DE RAIOS X 21

3.3.1. ESPECTROS DE RAIOS X 22

3.3.2. TENSÃO NO TUBO 23

3.3.3. CORRENTE NO TUBO 24

3.3.4. TEMPO DE EXPOSIÇÃO 26

3.4. DETECTORES DE RADIAÇÃO 26

3.4.1. REQUISITOS MÍNIMOS 26

3.4.2. DETECTORES SEMICONDUTORES 27

4. MATERIAIS E MÉTODOS **35**

4.1. MONTAGEM DO CIRCUITO 35

4.1.1. COMPONENTES 35

4.2. CIRCUITO ELETRÔNICO E AQUISIÇÃO DO SINAL 39
4.3. *DETERMINAÇÃO DA EFICIÊNCIA TEÓRICA DO SULFETO DE CADMIO (CdS)* 42
4.4. TESTES EXPERIMENTAIS 43
4.4.1. TESTES NO MAMÓGRAFO 44
4.4.2. VARIAÇÃO DO SINAL COM A TENSÃO (kVp) 45
4.4.3. VARIAÇÃO DO SINAL COM PRODUTO CORRENTE-TEMPO (mAs) 46
4.4.4. TESTE ENTRE DIFERENTES LDR 46
4.4.5. TESTE DE REPETIBILIDADE E REPRODUTIBILIDADE 47
4.5. TESTES NO EQUIPAMENTO DE RAIO X INDUSTRIAL 48
4.5.1. VARIAÇÃO DO SINAL COM TENSÃO (kVp) 50
4.5.2. VARIAÇÃO DO SINAL COM A CORRENTE (mA) 50
4.5.3. VARIAÇÃO DO SINAL COM O TEMPO 50
4.5.4. TESTE DE REPETIBILIDADE E REPRODUTIBILIDADE 50
4.5.5. GERAÇÃO DA CURVA DE CALIBRAÇÃO E TESTE DA CURVA 51
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO 52
5.1. EFICIÊNCIA TEÓRICA DO CdS 52
5.2. FORMA DO SINAL 53
5.3. MUDANÇA DO SINAL ENTRE DIFERENTES LDR 54
5.4. DEPENDÊNCIA DO SINAL COM A TENSÃO 56
5.5. DEPENDÊNCIA DO SINAL COM A CORRENTE 58
5.6. TESTES COM O TEMPO DE EXPOSIÇÃO (s) 61
5.7. REPETIBILIDADE E REPRODUTIBILIDADE DO SINAL 63
5.8. CURVA DE CALIBRAÇÃO 68
6. CONCLUSÃO 70
REFERÊNCIAS 72
ANEXOS 75

1. INTRODUÇÃO

O uso da radiação ionizante para melhorar a qualidade de vida humana não é algo novo. Na indústria e na área da saúde, é amplamente utilizada de diversas maneiras, como na produção de energia, esterilização, tratamento de tumores e diagnóstico por imagem (IAEA, 2018). Com base na ampla gama de aplicações da radiação ionizante, os detectores de radiação desempenham um papel de extrema importância em várias áreas, como monitoramento ambiental e pessoal, diagnóstico e tratamento médico, pesquisa científica e avanços tecnológicos. Esses dispositivos são fundamentais para o monitoramento de pessoas e do meio ambiente, ajudando, em última instância, a se precaver dos riscos associados à exposição à radiação ionizante. Existem vários tipos de detectores de radiação disponíveis, tais como detectores a gás, cintiladores e semicondutores, cada um com um propósito e mecanismo de funcionamento distintos (IAEA, 2015). No entanto, muitos dos detectores disponíveis atualmente no mercado são caros e podem ser inacessíveis para muitos usuários.

Este trabalho teve como objetivo desenvolver um detector de radiação de baixo custo utilizando sensores LDR (*Light Dependent Resistor*) e um Arduino, acessível e adequado para uso em diversas aplicações, inclusive didáticas. O uso do Arduino nesse contexto é uma excelente alternativa para construir um dispositivo de baixo custo, uma vez que é uma plataforma programável de placa única e de código aberto. Ao combiná-lo com uma *protoboard* ou placa condutora e alguns componentes eletrônicos, como o LDR, é possível automatizar certos processos.

O LDR é um componente eletrônico acessível feito, em sua grande maioria, de cristais de Sulfeto de Cádmio (CdS), um composto semicondutor. Trata-se de um fotoresistor que varia sua resistência de acordo com a intensidade da luz incidente (HARAOUBIA, 2018). Embora sua resposta seja mais eficiente na faixa de luz visível, seu princípio de funcionamento é baseado em interações fotoelétricas com elétrons da banda de valência do cristal, sendo possível também responder às interações de fótons de energia na faixa dos raios X (DAMULIRA, 2022).

A viabilidade comercial é também algo a se considerar, uma vez que se atendido os requisitos mínimos, pode ser usado em instalações comerciais. Um típico aparelho de raios X necessita de detectores de radiação que comprovem sua capacidade na produção dos feixes. Medidas de tensão (kVp), corrente (mA) e tempo de exposição (s) precisam ser avaliadas em equipamentos médicos de acordo com o programa de controle de qualidade da máquina (ANVISA, 2021). Um detector de baixo custo é também de interesse econômico para essas instalações.

Alguns trabalhos da literatura já reportaram esse sensor LDR, composto de CdS, como sensível à radiação ionizante. Na década de 50 houve publicações sobre o uso do CdS como sensor de raios X e dosímetro (FRERICHS, 1950 – DEEV, 1960), onde se notou uma sensibilidade deste composto a radiação ionizante. Em 2011 foi publicado um artigo sobre a caracterização de fotocélulas de CdS como dosímetros portáteis (CHOI, 2011), em que foi encontrada uma dependência do sinal do sensor com os parâmetros de produção de feixes de tubos de raios X. Em 2020, uma pesquisa testou o LDR como dosímetro para radioterapia e em 2021 outra pesquisa fabricou um sensor de raios gama para monitoramento de área com fotoresistores de CdS (ROMAN-RAYA, 2020 – LE VIET, 2021). Ambas as pesquisas encontraram resultados promissores para a utilização deste material como um dosímetro e detector, sendo necessários apenas a realização de mais testes. Monografias que abordaram o tema (VASCONCELOS, 2014 – MILAGRES, 2021) também chegaram a resultados promissores. A proposta deste trabalho é o aprimoramento dos resultados desses estudos anteriores, realizando testes mais robustos que afirmam a viabilidade de um detector de baixo custo.

Ao desenvolver um detector de radiação de baixo custo, combinando praticidade e eficiência na hora de mensurar parâmetros na produção de feixes de raios X, esperamos facilitar a disseminação e o acesso à tecnologia de detecção de radiação, incluindo laboratórios didáticos de Física das Radiações, ampliando o alcance de sua aplicação.

2. OBJETIVOS

A presente pesquisa busca verificar a viabilidade do uso de sensores LDR como um componente suficientemente sensível para detectar e caracterizar feixes de radiação ionizante na faixa dos raios X.

2.1. GERAL

O objetivo deste projeto é elaborar um detector de radiação de baixo custo, com uma proposta didática para ser usado em laboratórios e salas de aula.

2.2. ESPECÍFICOS

Testar a resposta do LDR quando exposto a um feixe de raios X, avaliando a dependência do sinal com parâmetros da produção do feixe, tais como tensão aplicado ao tubo (kVp) e corrente (mA), relacionados a energia e intensidade do feixe respectivamente. Além de avaliar a viabilidade do dispositivo composto por sensor LDR e Arduino como um medidor viável de tensão aplicada à tubos de raios X e de tempo de exposição.

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O dispositivo proposto neste trabalho requer um conhecimento mínimo de diversas áreas da ciência moderna. É de fundamental importância explicitar os conceitos que foram usados para propor este sistema de detecção de radiação a fim de facilitar o entendimento do desenvolvimento deste trabalho, desde a produção de raios X, sua interação com a matéria e o processamento e análise dos dados obtidos.

3.1. ESPECTRO ELETROMAGNÉTICO

As ondas eletromagnéticas são formadas por dois campos oscilantes, elétrico e magnético, perpendiculares entre si e em relação a direção de propagação da onda. A Figura 1 mostra esse comportamento.

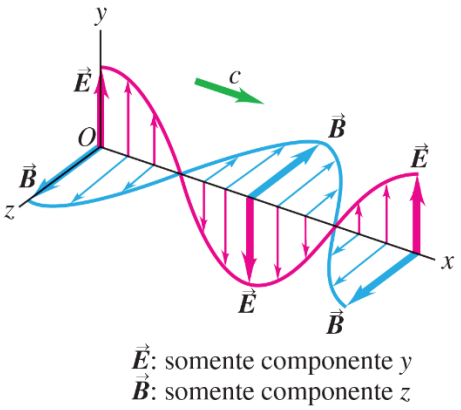

Figura 1 - Onda eletromagnética senoidal linearmente polarizada. Adaptado (YOUNG AND FREED, 2019).

Em 1860, James Clerk Maxwell consolidou o comportamento de uma onda eletromagnética numa série de 4 equações concisas, as chamadas equações de Maxwell. Apesar do nome, as equações são leis da eletricidade e do magnetismo formuladas por três diferentes cientistas, Gauss, Faraday e Ampère. Com a unificação dessas leis por Maxwell, se descobriu que as ondas eletromagnéticas se movem no vácuo com velocidade aproximada de $c = 3 \times 10^8\, m \cdot s^{-1}$, sendo esta a mesma velocidade medida para a luz, confirmando a hipótese de a luz também ser uma onda eletromagnética que viaja com velocidade c (TIPLER, 2014).

O espectro eletromagnético é uma representação das diversas frequências e comprimentos de onda que uma onda eletromagnética pode assumir. A cada faixa de frequência varia também a energia dessa onda e consequentemente suas propriedades de interação com a

matéria. A Figura 2 mostra o espectro eletromagnético, em que a faixa ionizante se inicia no maior comprimento de onda do Raio X e se estende até o Raio Gama. Contudo, é preciso salientar que as energias de raios X e gama não se limitam aos comprimentos de onda e frequência representados abaixo. O raio X tem origem eletrônica, enquanto os raios gama têm origem nuclear.

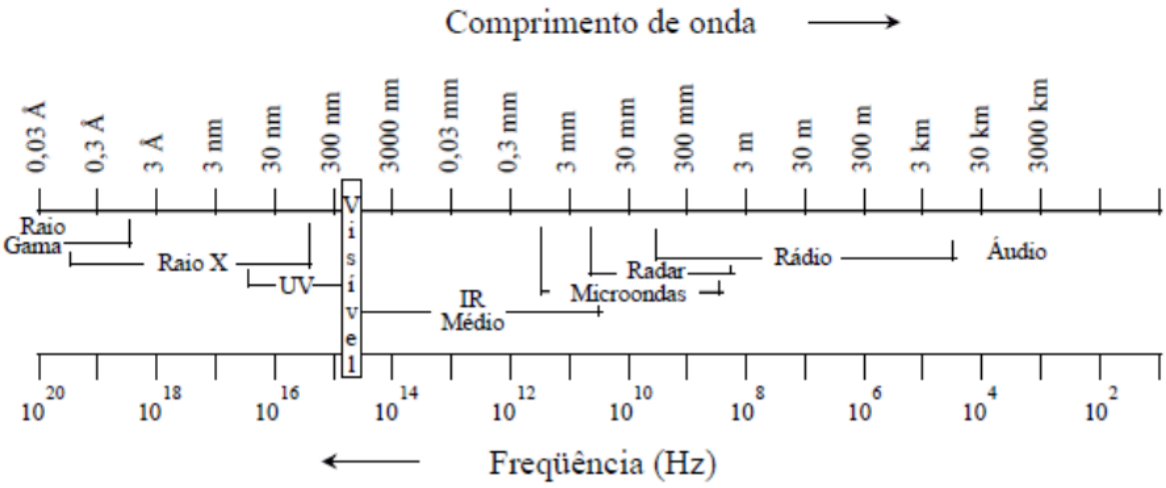

Figura 2 - Espectro eletromagnético. Fonte: Adaptado de Dallemand et al. (1993).

Apesar do constante tratamento ondulatório que é classicamente atribuído às ondas eletromagnéticas, há ainda um outro comportamento, o corpuscular. Entre 1922 e 1924 Louis de Broglie propôs uma visão que relacionava o momento linear e o comprimento de onda entre partículas (LIMA, 2020). A dualidade onda-partícula estabelece que não apenas fótons, mas partículas quânticas como elétrons e prótons, podem apresentar um comportamento ondulatório ou corpuscular, dependendo da situação experimental (GREINER, 2000). Dessa forma, podemos associar um comprimento de onda a cada partícula e aplicar as equações de momento e energia.

$$E = h\nu \qquad\qquad p = \frac{h}{\lambda} \tag{3.1}$$

Em que E é a energia, p o momento, h é a constante de Planck, ν é a frequência da onda e λ o comprimento de onda. Nessas equações é possível observar que parâmetros característicos de ondas, como o comprimento de onda e frequência, são associados à parâmetros característicos de partículas (E e p) pela constante de Planck. O fóton no espectro

de radiação eletromagnética pode então ser observado sob a ótica do princípio da dualidade onda-partícula. Nas aplicações de raios X em Física Médica, a interação dos raios X é o principal foco de interesse, sendo, portanto, o tratamento dessa radiação como fótons (partículas) comumente utilizado.

Dentro do espectro eletromagnético, há certas faixas de energias que têm capacidade de ionizar o material incidente, retirar elétrons de suas camadas eletrônicas. Pode-se dividir o espectro eletromagnético em radiações ionizantes e não ionizantes. Na física das radiações e na Física Médica, o entendimento das equações de Maxwell é de fundamental importância para a compreensão das radiações ionizantes, como a produção de raios X por freamento (PODGORSAK, 2005).

3.1.1. CONCEITOS BÁSICOS E TERMINOLOGIAS

Ao se falar de radiação ionizante e a maneira com que interage com a matéria, se faz necessário definir certos conceitos básicos que irão auxiliar na compreensão de discussões futuras. São conceitos importantes para entender a interação da radiação com o material do sensor usado em detectores.

- Excitação: É a transferência de parte ou toda energia da partícula incidente a um elétron ligado ao núcleo. Este elétron irá mudar de estado e orbitar o núcleo e outra banda de energia, mas sem quebrar sua ligação com o núcleo. Para retornar ao seu estado original de menor energia, o elétron perde sua energia adicional ao emitir radiação eletromagnética ou um elétron Auger (um raio X característico) (BUSHBERG, 2011 - TAUHATA, 2003).

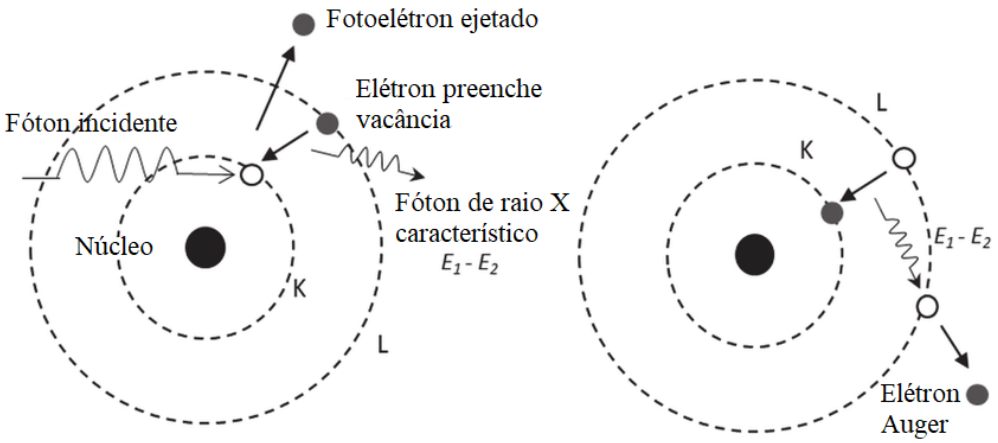

Figura 3 - Representação esquemática do surgimento de raios X característicos e elétrons Auger. Fonte: Adaptado de Manninen, A.-L. (2014).

- Ionização: Este processo ocorre quando a energia da radiação incidente é suficiente para quebrar a ligação do elétron orbital com o núcleo. O elétron agora livre é ejetado com uma quantidade de energia cinética e pode ou não vir a ionizar outros elétrons. Neste processo é formado um par iônico, entre o elétron e o átomo positivamente carregado (BUSHBERG, 2011).

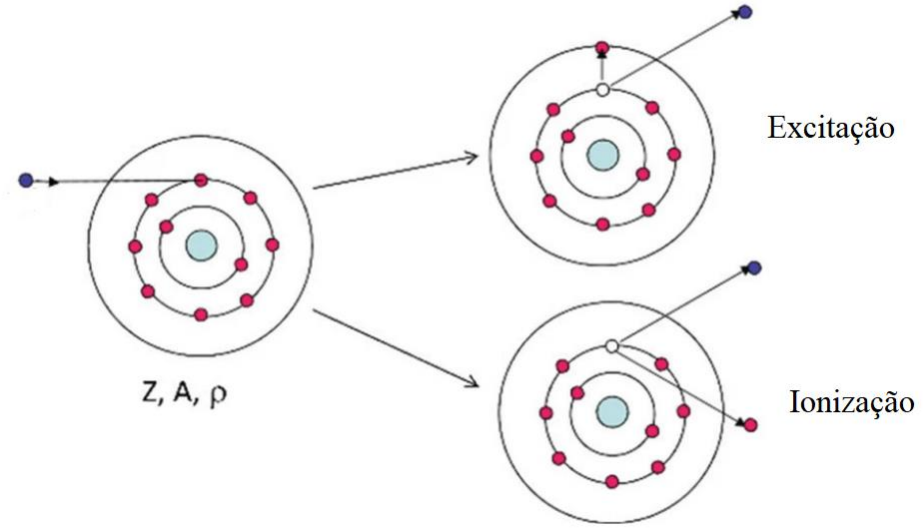

Figura 4 - Interação de uma partícula ionizante com um elétron ligado. Podendo causar excitação ou ionização. Fonte: Adaptado de Bayens, A. et al. (2023)

3.1.2. RADIAÇÃO IONIZANTE E NÃO IONIZANTE

A radiação ionizante corresponde a radiação na faixa de comprimento de onda do espectro eletromagnético que possui energia suficiente para ionizar átomos e moléculas da matéria com a qual interage. Essa ionização se dá por meio da transferência de energia para um elétron na banda de valência (o último nível eletrônico e de maior energia a ser preenchido do átomo) quebrando sua ligação com o núcleo (ATTIX, 1986). A parte do espectro eletromagnético ou partícula que não possui a energia necessária para ionizar o material sobre o qual incide é categorizada como radiação não ionizante.

Os elétrons ocupam estados de energia quantizados no átomo, níveis de energia bem estabelecidos que determinam o quão fortemente estão ligados ao núcleo. O potencial de ionização dos átomos, i.e., sua energia mínima de quebra de ligação destes elétrons, varia de 4 a 24,6 eV (EISBERG,1979). A radiação ionizante deve carregar uma energia cinética maior que essa para se encaixar nesta categoria. O valor absoluto da diferença entre a energia

transferida pela partícula incidente e a do potencial de ionização será a energia cinética com que o elétron será ejetado.

De acordo com o ICRU (Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação), há uma necessidade de classificar a radiação ionizante sob duas perspectivas, a diretamente ionizante e a indiretamente ionizante (ATTIX, 1986). O físico Herb Attix define como diretamente ionizante as partículas rápidas e carregadas que entregam sua energia à matéria através de várias interações coulombianas ao longo do caminho. Já as radiações indiretamente ionizantes, como os fótons de raios X, gama e nêutrons (i.e., partículas não carregadas), transferem sua energia para partículas carregadas da matéria. Essas partículas carregadas secundárias, por sua vez, ionizam o meio de forma direta. A Figura 5 ilustra bem essa classificação.

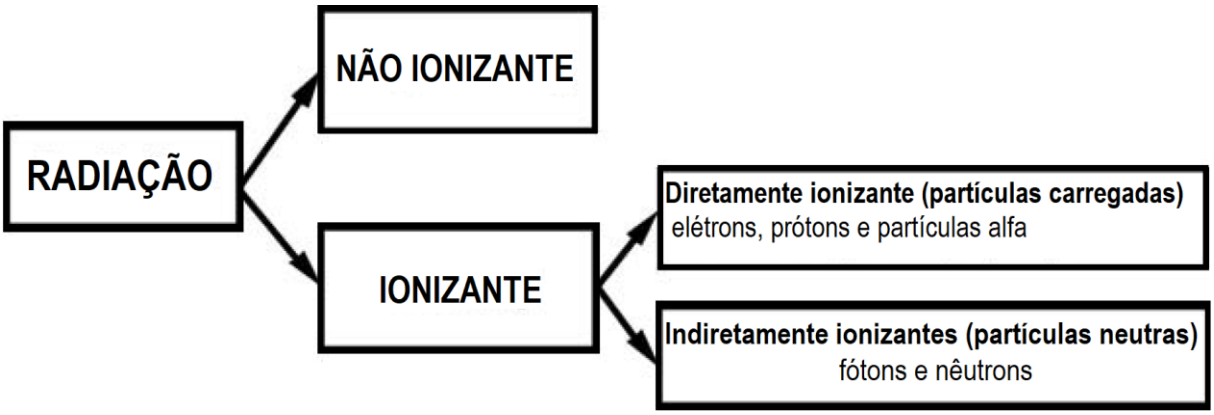

Figura 5 - Classificação da radiação. Fonte: Adaptado de Podgorsak et al. (2005).

3.2. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

Para detectar ou medir a radiação é necessário que esta interaja com um meio sensível capaz de registrar essas interações. As variações de estrutura e comportamento desse meio (material sensível do detector ou sensor) serão interpretadas e retornadas ao usuário do detector (AHMED, 2007). Contudo, há diferentes partículas e categorias de radiação ionizante, cada uma interagindo de uma maneira diferente de acordo com sua energia e com o meio no qual se deseja detectar essas interações. Dessa forma, é preciso conhecer as características de cada tipo de partícula ionizante e como ela irá se comportar ao passar pelo meio para que o detector mais apropriado seja usado. A Tabela 1 resume de maneira simples as principais categorias de radiação ionizante.

Radiação de Partículas Carregadas		Radiação de Partículas Não Carregadas
Partículas carregadas pesadas (distância característica $\cong 10^{-5}$ m)	$\Leftarrow$	Nêutrons (penetração característica $\cong 10^{-1}$ m)
Elétrons rápidos (distância característica $\cong 10^{-3}$ m)	$\Leftarrow$	Raios X e Raios Gama (penetração característica $\cong 10^{-1}$ m)

Tabela 1 - Matriz categórica das partículas ionizantes. Adaptado de (Knoll, 2010).

As partículas carregadas estão representadas no lado esquerdo da Tabela 1. Devido à sua carga, elas interagem de forma aproximadamente contínua ao longo do meio, depositando energia a cada interação. Ao passar próximo do campo elétrico gerado por elétrons orbitais e núcleos, as partículas carregadas interagem através de forças coulombianas, perdendo parte de sua energia a cada interação (BUSHBERG, 2011). É importante ter em mente que todos os processos de interações são probabilísticos, em que pode haver ou não a interação mesmo que todos os requisitos para que aconteçam sejam atendidos.

As partículas sem carga, fótons e nêutrons, que estão na coluna da direita da Tabela 1, interagem com o meio, transferindo sua energia, podendo produzir diferentes efeitos dependendo de sua natureza. Após uma única interação, se houver energia suficiente, uma nova partícula carregada irá surgir e atuará de forma semelhante à da primeira coluna. Os fótons, ao interagirem com a matéria, podem ser totalmente absorvidos, espalhados ou produzir um par elétron-pósitron, dependendo da sua energia e número atômico do material. Podem ainda ser transmitidos, não interagindo com o meio. Os nêutrons transferem parte ou toda a sua energia no núcleo, podendo gerar partículas carregadas pesadas.

Um detector de radiação deve levar em conta o tipo de radiação que se propõe a medir, a faixa de energia e as seções de choque de interação para que as radiações ionizantes sejam detectadas dentro de seu volume sensível (AHMED, 2007). Como o sistema de detecção desenvolvido nesta monografia se propõe a mensurar fótons de raios X produzidos por equipamentos de até 120 kV, iremos tratar das principais interações relativas aos fótons nesta faixa de energia.

3.2.1. EFEITO FOTOELÉTRICO

O efeito fotoelétrico é uma interação de ionização que ocorre quando um fóton incide num elétron atomicamente ligado. A energia $h\nu$ do fóton, se maior que a energia de ligação E_b

com o núcleo, é totalmente absorvida pelo elétron (ATTIX, 1986). Devido às leis de conservação de momento e energia, o elétron é então ejetado com um ângulo θ e uma energia cinética *T*.

$$T = hv - E_b \tag{3.2}$$

Como a massa do átomo é consideravelmente maior do que a do elétron, a energia cinética T_a que o átomo é defletido é quase nula, sendo desconsiderada na equação. O efeito fotoelétrico será mais provável de ocorrer quanto maior o número atômico do material e quanto menor for a energia do fóton incidente, desde que suficiente para ionizá-lo (TURNER, 2007).

3.2.2. EFEITO COMPTON

Diferente do efeito fotoelétrico, no efeito Compton assume-se que o elétron da interação é livre ou fracamente ligado a um núcleo e estacionário (ATTIX, 1986). Podemos observar o efeito na Figura 6.

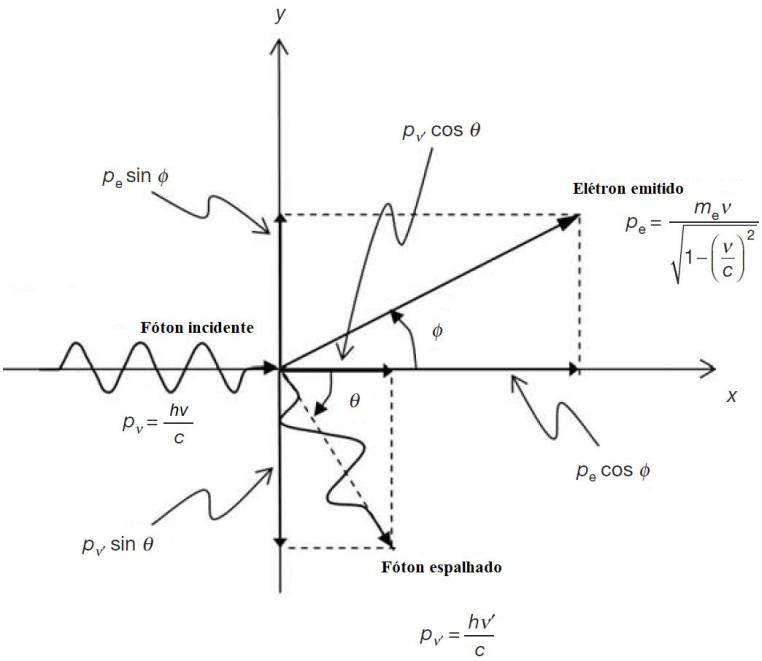

Figura 6 - Espalhamento Compton - Fonte: Adaptado de (PODGORSAK, 2005).

Vemos que o fóton com energia *hv* interage com o elétron. Após a interação temos que o novo fóton terá uma energia *hv´* e será deslocado a um ângulo θ da trajetória do fóton original. O elétron é emitido a um ângulo ϕ e terá energia *T*, que será equivalente à diferença de energia do fóton incidente e do fóton espalhado. Devido à conservação do momento e da energia

podemos deduzir algumas importantes relações entre a energia e os ângulos do fóton espalhado e do elétron Compton.

$$hv' = hv\frac{1}{1+\varepsilon(1-cos\,\theta)} \quad \text{e} \quad T = hv\frac{\varepsilon(1-cos\,\theta)}{1+\varepsilon(1-cos\,\theta)} \tag{3.3}$$

$$cot\,\phi = (1 + \frac{hv}{m_e c^2})tan\,\frac{\theta}{2} \Rightarrow cot\,\phi = (1 + \varepsilon)tan\,\frac{\theta}{2} \tag{3.4}$$

Nas equações acima ε representa a energia do fóton original normalizada pela energia da massa de repouso do elétron. Além disso, é importante destacar que o ângulo θ do fóton espalhado pode variar de 0, em caso de não haver desvio do fóton, até π/2, no caso de haver retroespalhamento do fóton. Para um dado θ, quanto maior a energia do fóton espalhado, menor o ângulo ϕ do elétron.

3.3. PRODUÇÃO DE RAIOS X

Os raios X são um tipo de radiação indiretamente ionizante. A maneira mais comum de produzi-los é utilizando tubos de raios X, onde os fótons são gerados a partir da interação de elétrons em movimento com um determinado material ou alvo (BUSHBERG, 2011). Através da emissão termiônica, um processo que fornece energia suficiente ao material, os elétrons superaram a barreira de potencial e se tornam energicamente livres. Esses elétrons são acelerados por um campo elétrico até colidirem com o alvo, produzindo raios X. Nos tubos, passa uma alta corrente elétrica num pequeno filamento de metal de alto ponto de fusão, devido à Lei de Joule o calor gerado pela passagem da corrente realiza a emissão termiônica. Ao estabelecer uma diferença de potencial entre os eletrodos, um cátodo e um ânodo, os elétrons livres são acelerados e percorrem o tubo, todo a vácuo, até se chocarem com o ânodo, chamado de alvo.

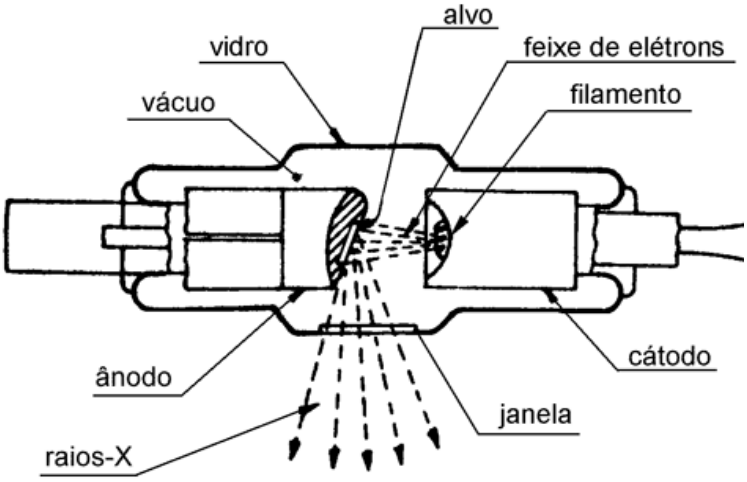

Figura 7 - Diagrama do tubo de raios X - Fonte: (DA SILVA, 2016).

Ao se chocar com o alvo, os elétrons irão transferir parte da sua energia cinética ao material em forma de calor e o restante será utilizado para produção de raios X característicos e raios X de freamento (*Bremsstrahlung)*. Parte do feixe de raios X passa por uma pequena janela, e o resto é atenuado devido à blindagem do tubo.

Para produzir os chamados raios X característicos, os elétrons incidentes excitam elétrons do material alvo a outro nível de energia, e estes, por sua vez, ao retornarem ao seu estado original conservam essa diferença de energia produzindo um fóton com energia específica da transição entre os níveis (DA SILVA, 2016). Este tipo de raios X também possui uso na área da saúde (mamografia), mas é usado principalmente na identificação de materiais e compostos (espectroscopia de raios X).

Os raios X de freamento são produzidos quando os elétrons perdem velocidade ao passarem próximos do núcleo e são desviados de sua trajetória original, tendo de compensar essa perda de energia cinética produzindo fótons de raios X (BUSHBERG, 2011). Neste processo, a energia máxima do fóton produzido numa interação irá depender da energia do elétron e do quanto ele foi desacelerado, tendo um espectro de energia contínuo, indo de zero até a energia máxima da aceleração. Dentro da área da saúde, este tipo de raio X é usado, principalmente, na produção de imagens de diagnóstico médico e tratamento de tumores.

3.3.1. ESPECTROS DE RAIOS X

O espectro de raios X é uma representação gráfica da distribuição do número de fótons produzidos de acordo com a energia de cada fóton do feixe. Ele é formado pela junção do espectro contínuo de raios X de freamento com o espectro discreto de linhas dos raios X característicos. O uso dessa representação gráfica auxilia na compreensão da natureza do feixe.

A Figura 8 representa um típico espectro de raios X num alvo de Tungstênio com tensão elétrica de 90 kV.

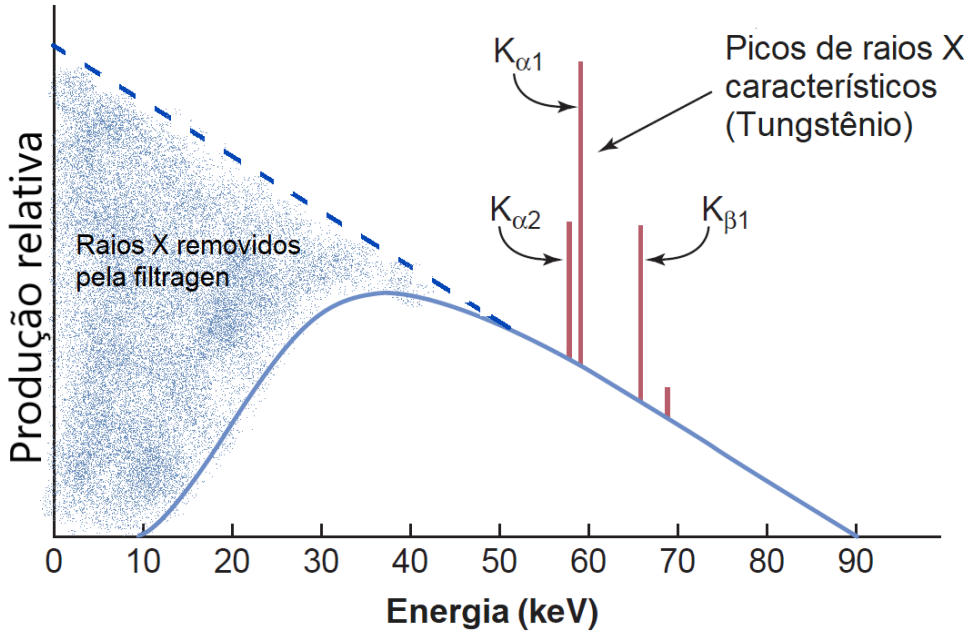

Figura 8 - Espectro de energia dos raios X - Fonte: Adaptado de (BUSHBERG, 2011).

O espectro apresenta os picos característicos de raios X, que identificam o material do alvo, e o espectro contínuo dos raios X de freamento. Além disso, a maior parte dos tubos possuem uma filtração própria, como uma janela de berílio na saída do feixe e do próprio metal usado para fabricar o tubo, que pode ainda ser somada a algum filtro exterior que potencialize a filtração (BUSHONG, 1993). O espectro acima começa com fótons de 10 keV. A razão para a filtração é que na maior parte das aplicações, esses raios X de baixa energia aumentam a exposição e a dose que uma pessoa possa vir a receber sem proporcionar nenhuma vantagem. Caso fosse possível remover a filtração inerente do tubo, o espectro contínuo se aproximaria do comportamento teórico da linha pontilhada.

3.3.2. TENSÃO NO TUBO

A diferença de potencial elétrico entre o cátodo e o ânodo do tubo de raios X é responsável por criar uma tensão, usualmente medida em quilovolts. Essa diferença permite que o elétron localizado no cátodo seja atraído pela força elétrica até colidir com o ânodo. A energia cinética que o elétron ganha durante o trajeto devido a aceleração pode ser interpretada como a energia que será transferida ao fóton de raio X de freamento.

A tensão no tubo vai determinar a energia máxima do espectro de raios X de freamento, além de impactar na quantidade e qualidade (penetrabilidade) dos fótons do feixe. Dentre as

energias usadas em tubos de raios X, a exposição à radiação a qual um indivíduo estará sujeito aumentará com o quadrado da tensão, resultando numa maior quantidade de fótons produzidos (BUSHBERG, 2011). Isso se explica pelo fato de que para manter o valor de exposição constante, é necessário que uma mudança na tensão seja acompanhada de uma mudança proporcional da corrente do tubo. Um aumento da tensão necessitará de uma diminuição da corrente. A Figura 9 mostra o espectro de raios X em diferentes tensões e uma corrente contante.

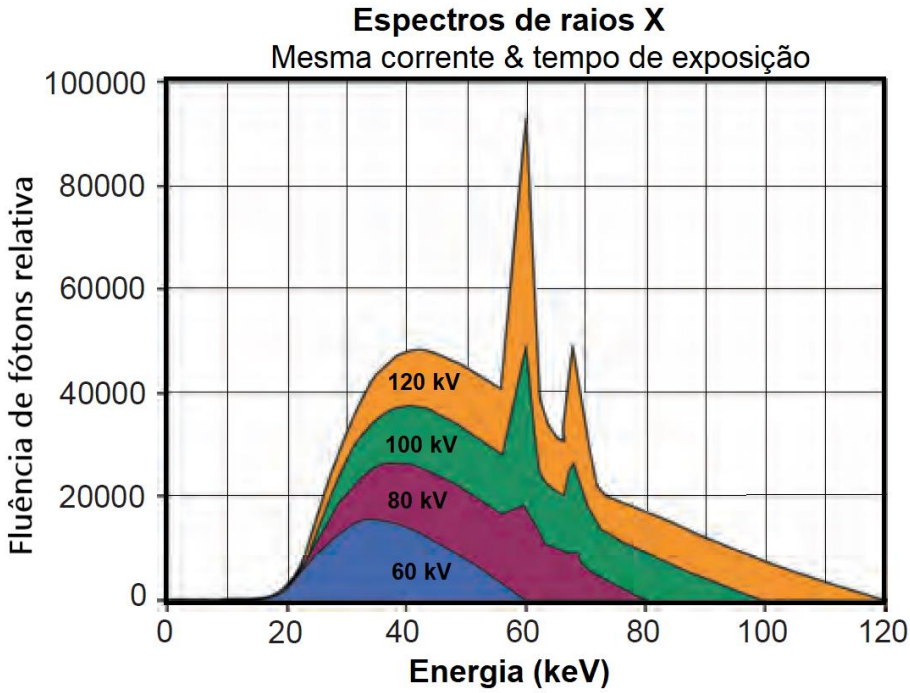

Figura 9 - Mudança do espectro de raios X com a tensão aplicada ao tubo - Fonte: Adaptado de (BUSHBERG, 2011).

Fixando a corrente e o tempo de exposição, vemos uma mudança significativa no gráfico ao variar a tensão no tubo. O deslocamento do gráfico para a direita reflete o aumento da energia máxima do fóton ao se aumentar a tensão. O aumento da intensidade da fluência de fótons relativa reflete um aumento da exposição. Técnicas modernas de imagem por raios X consideram esse comportamento na hora de realizar uma exposição de radiodiagnóstico, compensando a mudança na tensão com uma mudança na corrente e no tempo de exposição.

3.3.3. CORRENTE NO TUBO

A movimentação ordenada de elétrons num dado período é caracterizada como uma corrente elétrica. No tubo de raios X, há duas correntes necessárias para o seu funcionamento: a corrente do filamento e a corrente no tubo. A corrente elétrica do filamento é a responsável por esquentá-lo e liberar elétrons livres no material. O deslocamento destes elétrons livres até

o ânodo é o que se chama de corrente no tubo (BUSHONG, 1993). Geralmente se usa a unidade de miliamperes (mA) para representar esta corrente. Neste contexto, estamos interessados na corrente dentro do tubo e, por conseguinte, ao mencionarmos "corrente", estaremos nos referindo especificamente a esse tipo.

A quantidade de fótons gerados está relacionada com a corrente no tubo, quanto maior a quantidade de elétrons fornecidos, mais interações irão ocorrer para gerar os raios X. Diferentemente da tensão no tubo, a energia de corte, ou energia máxima, do fóton não depende da corrente. Mantida uma tensão constante, a mudança da corrente implica numa variação da taxa de fótons de raios X que são produzidos. Combinar a corrente (mA) com o tempo de exposição do feixe (s) resulta no parâmetro *mAs*, o produto corrente-tempo. Este valor é comumente utilizado no radiodiagnóstico para indicar a quantidade total de elétrons que atingiram o alvo num dado período de tempo, afetando proporcionalmente a fluência de fótons gerados (BUSHONG, 1993). A Figura 10 representa a variação do produto corrente-tempo numa mesma tensão.

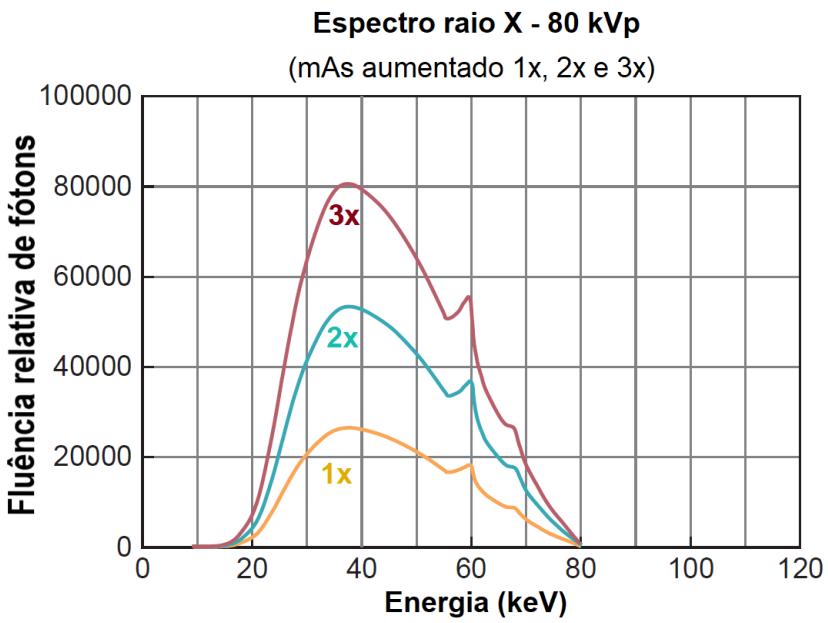

Figura 10 - Mudança do espectro de raios X com o produto corrente-tempo. - Fonte: Adaptado de (BUSHBERG, 2011).

Apesar da mudança no mAs, percebe-se que a energia de corte não alterou, apenas a intensidade da contagem de fótons. A corrente é um importante parâmetro na produção do feixe de raios X. Seja no uso médico ou industrial, a relação entre tensão, corrente e tempo irá determinar a exposição total gerada.

3.3.4. TEMPO DE EXPOSIÇÃO

A quantidade de tempo em que um feixe de raios X está irradiando é chamado de tempo de exposição. O ajuste do tempo é fundamental para a técnica de produção de raios X, seu uso prolongado pode trazer mais benefícios dependendo do uso. Contudo, traz consigo riscos de superaquecimento do tubo e aumento da exposição à qual um indivíduo possa estar sujeito.

De forma semelhante à corrente, a variação no tempo de exposição não altera a energia de corte do feixe, apenas a quantidade de fótons gerados. Como comentado anteriormente, é comum associar a corrente com o tempo, pois é este produto que irá determinar a quantidade total de fótons numa dada exposição.

3.4. DETECTORES DE RADIAÇÃO

Medir e caracterizar a radiação ionizante é de fundamental importância para qualquer área em que possa haver a exposição a este tipo de radiação, e deve recorrer a processos de detecção usando aparelhos sensíveis à radiação ionizante. Um sensor é um dispositivo que ao receber um estímulo físico responde com um sinal elétrico (URBAN, 2016). Um detector de radiação é um aparato que possui um material sensível à radiação e que quando exposto a ela consegue retornar informações a respeito dela.

Há diversos tipos de detectores cujo princípios de funcionamento e objetivos irão depender do tipo de interação que irá ocorrer no material sensível à radiação. Dentre os tipos mais comuns de detectores de radiação temos: a Gás (Câmaras de Ionização, Contadores Proporcionais e Geiger-Muller), Cintiladores, Semicondutores e Termoluminescentes. Neste trabalho iremos focar no tipo Semicondutor, devido à natureza do material do LDR.

3.4.1. REQUISITOS MÍNIMOS

Aparelhos de medição devem apresentar um comportamento consistente ao longo do tempo para que suas medidas sejam confiáveis. Dessa forma, é necessário que um típico detector apresente uma série de características, que foram listadas por TAUHATA (2003) da forma abaixo:

a. *Repetitividade*, definida pelo grau de concordância dos resultados obtidos sob as mesmas condições de medição

b. *Reprodutibilidade*, grau de concordância dos resultados obtidos em diferentes condições de medição;

c. *Estabilidade*, aptidão do instrumento conservar constantes suas características de medição ao longo do tempo;

d. *Exatidão*, grau de concordância dos resultados com o *"valor verdadeiro"* ou *valor de referência* a ser determinado;

e. *Precisão*, grau de concordância dos resultados entre si, normalmente expresso pelo desvio padrão em relação à média;

f. *Sensibilidade*, razão entre a variação da resposta de um instrumento e a correspondente variação do estímulo; e

g. *Eficiência*, capacidade de converter em sinais de medição os estímulos recebidos.

3.4.2. DETECTORES SEMICONDUTORES

O estudo da semicondutividade é um dos grandes temas da área de física do estado sólido. Um material é dito semicondutor quando consegue apresentar propriedades isolantes ou condutoras dependendo das condições em que esteja sujeito (AHMED, 2007). Os detectores semicondutores, também chamados de estado sólido, apresentam em geral uma alta resolução energética, altura de pulso proporcional à energia cinética da partícula e baixos tempo de formação de pulso e energia de ionização, além de tamanho compacto e baixa sensibilidade à radiação gama de fundo (KNOLL,2010). Isso o torna muito vantajoso na realização de espectroscopias e na identificação de partículas.

Durante muito tempo os elementos mais comuns usados na criação de detectores semicondutores foram o silício (Si) e o germânio (Ge). Contudo, compostos da família IIb-VIa da tabela periódica tem apresentado ótimos resultados nos últimos anos, trazendo novas alternativas para o tipo de material usado no sensor, dando espaço para detectores de CdTe, CdS, CdSe, ZnSe, ZnO, ZnS e ZnTe (DAMULIRA, 2022). Os detectores semicondutores ainda podem ser classificados em relação ao tipo de cristal usado (SSD, SDD, HPGe, ...) e a configuração que foram montados: barreira de superfície, junção difusa, totalmente depletado, dentre outros (KNOLL,2010).

3.4.2.1. ESTRUTURA E PROPRIEDADE DOS SEMICONDUTORES

Em materiais sólidos, os níveis de energia dos átomos estão agrupados de uma maneira que forma faixas de energia, também chamadas de bandas. As mais distantes do núcleo e mais

fracamente ligadas são chamadas de bandas de valência. Caso essa última banda esteja completamente preenchida ou não apresente nenhum elétron livre, não irá contribuir para a criação de correntes elétricas. Um material será eletricamente isolante quando sua banda de valência estiver completamente preenchida ou com ausência de elétrons livres, apresentando uma baixa condutividade. Materiais eletricamente condutores, como alguns metais, possuem sua banda de valência parcialmente preenchida por elétrons, os elétrons livres (SWART, 2002). Essa distinção é fundamental para entender um material que pode apresentar ambos os comportamentos, ou seja, ele varia sua resistência elétrica de acordo com as condições a que é submetido. A Figura 11 mostra o diagrama de níveis de energia para metais, isolantes e semicondutores.

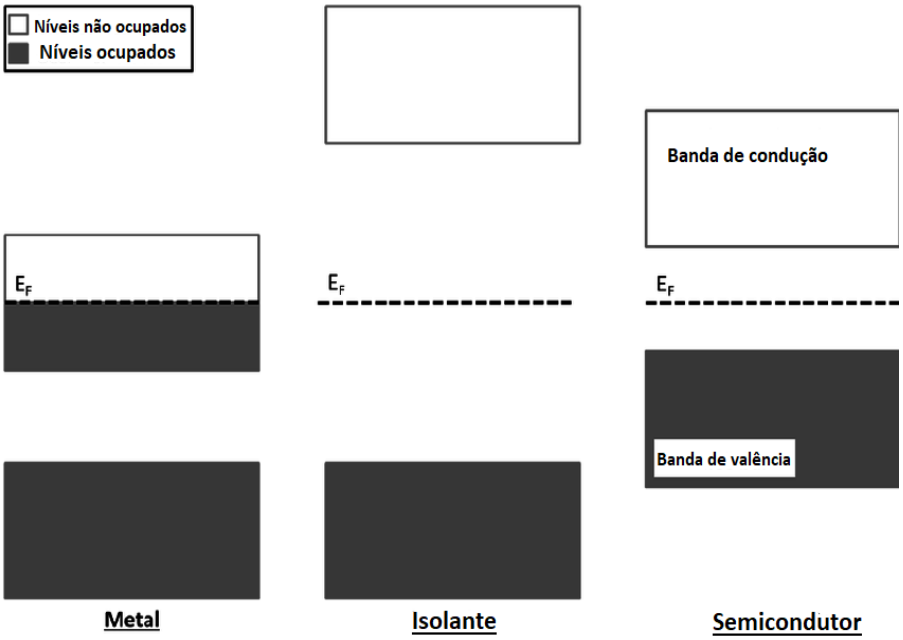

Figura 11 - Diagrama de bandas de energia em sólidos. Adaptado de (BERNEY NEEDLEMAN, 2014).

O nível de Fermi, denotado pelo símbolo E_F na Figura 11, de um corpo de estado sólido representa o trabalho termodinâmico necessário para adicionar um elétron ao corpo (KITTEL, 2005). É o nível de energia que o último elétron ligado pode ocupar à temperatura de zero Kelvin. Em metais, esse nível se encontra dentro de uma sobreposição do orbital ocupado de energia mais baixa, a banda de valência, com o orbital não ocupado de maior energia, a banda de condução, permitindo uma alta condutividade. Materiais isolantes e semicondutores possuem o nível de Fermi numa região chamada banda proibida, em que um elétron normalmente não pode ocupar. A diferença entre esses dois materiais é o tamanho dessa banda. Semicondutores estão suficientemente próximos para que elétrons da banda de valência possam

ganhar energia térmica para ocupar uma banda de condução, deixando uma vacância (ASHCROFT, 2022). A probabilidade por unidade de tempo para que um elétron seja termicamente excitado a banda de condução é dado pela fórmula abaixo:

$$p(T) = CT^{3/2}exp(-\frac{E_g}{2kT}) \tag{3.5}$$

Onde T é a temperatura em Kelvin, E_g é a energia de ionização de um elétron, k é a constante de Boltzmann e C é a constante de proporcionalidade do material. Os sólidos considerados nesta área da Física também podem ser interpretados em termos de sua estrutura cristalina. As ligações covalentes que os elétrons fazem, bem como a distância reticular da rede cristalina irá determinar a energia de ionização E_g necessária para a excitação dos elétrons. As Figuras 12 e 13 são representações simples que ajudam a compreender a rede cristalina.

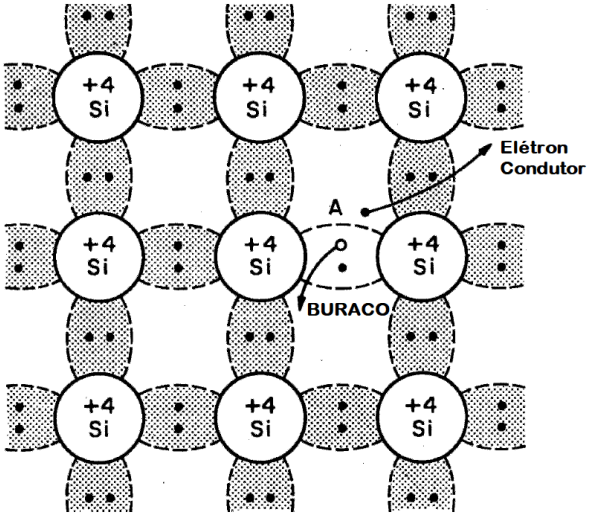

Figura 12 - Representação esquemática da rede cristalina do silício. Adaptado de (LUTZ, 2007).

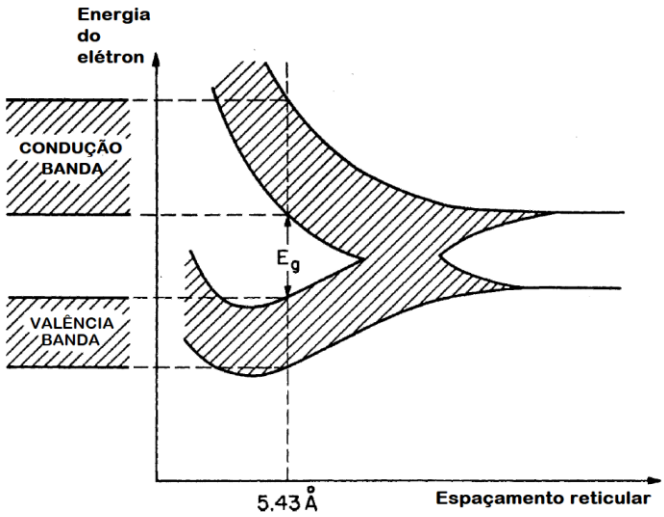

Figura 13 - Níveis de energia do silício em função do espaçamento reticular do cristal. Adaptado de (LUTZ, 2007).

As ligações covalentes entre os átomos de um semicondutor criam níveis de energia discretos. Quando o espaçamento entre os níveis de energia é suficientemente pequeno, eles se agrupam formando uma banda de energia (AHMED, 2007). Ao ser excitado de uma banda a outra, o elétron deixa uma vacância onde anteriormente estava ocupado. Essa ausência de elétron é interpretada como um buraco sem massa de carga positiva, que pode ser preenchido com outros elétrons não ligados. O par elétron-buraco é o carreador de informação básico em materiais semicondutores, são os elementos portadores de carga que aumentam a condutividade do material (URBAN, 2016; ASHCROFT, 2022). Na ausência de um campo elétrico, os pares elétron-buraco tendem a se recombinar e voltar ao equilíbrio. Se aplicado um campo, o elétron e o buraco irão se movimentar em sentidos opostos. A Figura 14 ilustra a formação de um par elétron-buraco ao interagir com um fóton por efeito fotoelétrico.

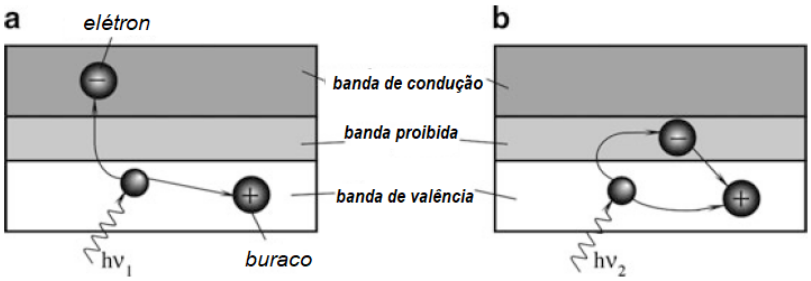

Figura 14 - Excitação de um elétron com um fóton de alta energia (a) e um fóton de baixa energia (b). Adaptado de (URBAN, 2016).

Quando a interação fornece uma energia igual ou maior do que a energia de ionização da banda proibida, o elétron consegue chegar à banda de condução. Caso contrário, ele chega até a banda proibida e se recombina com o buraco deixado. Contudo, é possível que elétrons

ocupem temporariamente níveis de energia dentro da banda proibida. A Figura 11 retrata uma situação ideal de um semicondutor, em que é completamente puro e sem nenhum dano em sua rede cristalina. Nesse caso o material é chamado de *intrínseco*, sendo possível descrever toda sua teoria, mas é inalcançável na prática (KNOLL, 2010; AHMED, 2007; ASHCROFT, 2022). Todo material apresenta um certo nível de danos e impurezas que alteram a sua condutividade. O sólido semicondutor com essas propriedades é chamado de *extrínseco* e possui um desbalanço na quantidade de elétrons ou buracos. A presença dessa carga em excesso estará localizada em um nível de energia na banda proibida.

O ato de acrescentar conscientemente impurezas no cristal é chamado de dopagem. A existência de materiais não puros é extremamente vantajosa para um dispositivo semicondutor pois um elétron ou buraco na banda proibida diminui a energia de ionização e aumenta a quantidade de cargas disponíveis para a corrente elétrica. A localização do nível de energia na banda proibida irá depender do tipo de impureza adicionada. Uma impureza que aumenta a carga positiva, buraco, é chamada de *receptora* ou *tipo p*, pois irá apresentar um número menor de elétrons na camada de valência (TAUHATA, 2003). Uma impureza com maior quantidade de cargas negativas do que o material terá mais elétrons disponíveis do que ligações covalentes, essas impurezas são chamadas de *doadoras* ou *tipo n* (TAUHATA, 2003). A Figura 15 ilustra as duas situações de impurezas.

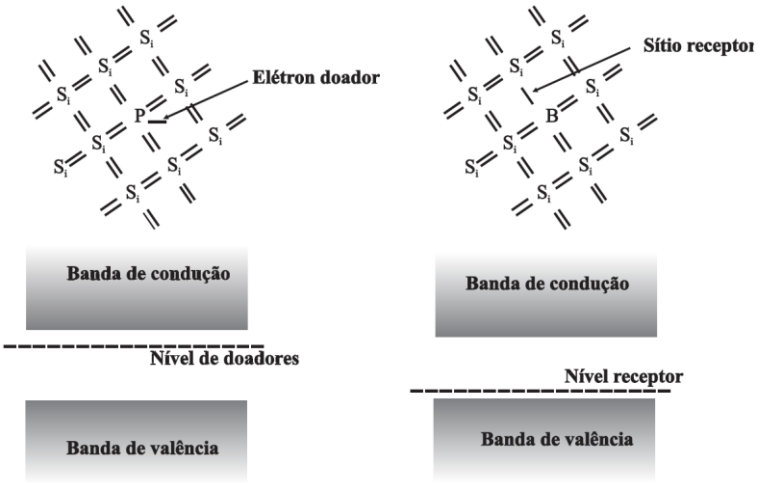

Figura 15 - Diagrama da estrutura cristalina e das bandas de energia de semicondutores do tipo n (à esquerda) e tipo p (à direita). (TAUHATA, 2003).

Sob a ausência de um campo elétrico os portadores de carga, pares elétron-buracos, tendem a se recombinar espontaneamente. O tempo médio de vida é estimado dependendo dos elementos que formam o cristal. Contudo, certos elementos podem adicionar impurezas que tenham nível de energia aproximadamente no meio da banda proibida, e isso ocasiona o

armadilhamento. As armadilhas irão reter o portador de carga por mais tempo que o normal, impedindo que ele se recombine ou seja coletado por um eletrodo (KNOLL, 2010). Recombinações e armadilhas contribuem para a perda de portadores de carga, levando a deficiência na leitura e resolução do sinal, já que aquele portador de carga não irá participar do pulso que deveria. Danos a estrutura cristalina, devido à radiação, podem aumentar esses efeitos.

3.4.2.2. AÇÃO DA RADIAÇÃO IONIZANTE

A ação da radiação ionizante no semicondutor pode acarretar três distintos fenômenos: excitação da rede cristalina, ionização e deslocamento atômico (AHMED, 2007). Na excitação a energia é depositada na rede cristalina aumentando as vibrações. A ionização induz a criação de pares elétron-buracos. O deslocamento atômico é uma reação que induz a produção de danos na rede cristalina. A ionização é o principal fenômeno que induz uma resposta elétrica no semicondutor. A Figura 16 ilustra a ação da radiação ionizante ao interagir com um material semicondutor.

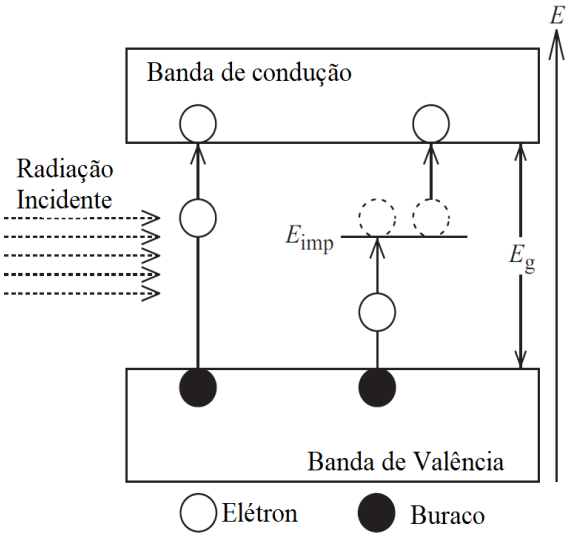

Figura 16 - Formação de pares elétron buraco após a interação com a radiação ionizante. Adaptado de (AHMED, 2007).

Se o cristal tiver alguma impureza ou dano, terá um nível de energia de imperfeição E_{imp}, que poderá armadilhar o elétron na banda proibida. A energia de ionização E_g é uma propriedade fundamental do material que descreve a quantidade de energia necessária para remover um elétron de um átomo ou molécula, transformando-o em um íon positivo. Quanto maior a energia de ionização de um material, mais difícil será arrancar um elétron dele. A quantidade de energia ε gasta pela partícula ionizante primária para produzir um par elétron-

buraco é uma medida importante na caracterização dos efeitos da radiação ionizante em materiais (LUTZ, 2007). Sabendo a energia da radiação ionizante e presumindo que ela interaja totalmente dentro do cristal, pode-se calcular a quantidade de portadores de carga produzidos, já que irá sempre criar uma quantidade igual de pares elétron-buraco (KNOLL, 2010). O material semicondutor apresenta energias de ionização relativamente baixas quando comparadas com um gás, tornando seu uso vantajoso em aplicações que requerem alta resolução energética. Essa grande quantidade de pares criados diminui a influência do ruído eletrônico e da flutuação estatística (TAUHATA, 2003).

3.4.2.3. LDR – PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO E RESPOSTA TEÓRICA

Os fotoresistores são componentes eletrônicos semicondutores que variam sua resistência interna após serem incididos por fótons. O LDR é um tipo de fotoresistor, que se comporta da mesma maneira descrita nos itens *3.4.2.1* e *3.4.2.2*. Porém, o tipo de material escolhido como sensor tem sua melhor resposta com fótons na faixa de energia da luz visível, com comprimento de onda entre 400 e 700 nanômetros.

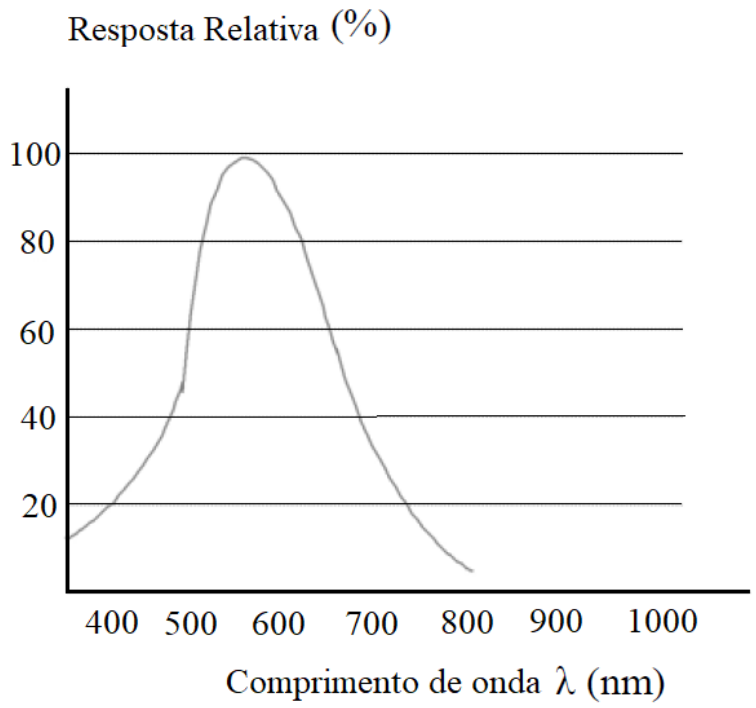

Figura 17- Curva de resposta característica do LDR GL105 (DATASHEET)

Cada LDR terá uma curva de resposta única, que é encontrado em seu respectivo datasheet. É interessante notar que na Figura 17, a maior resposta possível parece ser entre 540 e 560 nm, variando entre o verde e amarelo. Isso indica que cores específicas conseguem

reproduzir respostas ainda maiores. Contudo, apesar da diferença de resposta relativa, fótons de comprimentos de onda maiores que o indicado ainda conseguem apresentar um nível de resposta.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Como o aparato aspira ser de fácil acesso e montagem, adicionar a escolha dos materiais foi pensada para facilitar sua obtenção e minimizar os custos. Os testes realizados tiveram como objetivo analisar uma resposta direta do componente de acordo com variações nos parâmetros de produção do feixe de raios X. Com o avanço da pesquisa, se espera que o aparato possa ser aperfeiçoado com novos materiais e os testes possam ser mais refinados e precisos, sem desviar da proposta original de baixo custo.

4.1. MONTAGEM DO CIRCUITO

O detector foi montado pensando na praticidade e baixo custo. A caixa, circuito e o código (**ANEXO A. CÓDIGO DO ARDUINO**) usados neste trabalho foram elaborados de forma que se adequem a diferentes tipos de máquinas de raios X.

4.1.1. COMPONENTES

ARDUINO:

Desenvolvido com o intuito de facilitar a criação de projetos eletrônicos, o Arduino é uma plataforma de prototipagem eletrônica de código aberto. É uma placa com um microcontrolador que permite ao usuário inserir comandos através de um software de programação IDE (*Integrated Development Environment*). A imagem abaixo ilustra a placa usada na aquisição dos dados.

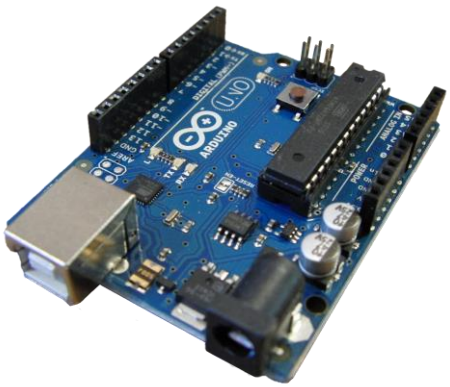

Figura 18- Foto do Arduino Uno R3.

O hardware do Arduino conta com processador Atmega 328P, um conversor A/D (Analógico-Digital) e uma memória AVR CPU 16 Hz. Há duas entradas para alimentar o

circuito, de 3,3 V e 5 V. A placa conta também com uma entrada PowerJack que permite o uso de uma fonte externa de alimentação de até 12 V. Duas entradas GND (*Ground*) estão presentes para poder fechar o circuito. Foi utilizado uma entrada analógica para a coleta dos dados, que após passarem pelo conversor A/D retornam uma resposta digital na IDE (Ambiente de desenvolvimento integrado). Este conversor possui resolução de 10 bits, cada bit pode assumir valores de 0 ou 1, permitindo retornar 1024 valores inteiros. Ao se utilizar a tensão de 5 V no circuito, a resolução de leitura em Volts foi de 0,0049 V (5 V / 1024).

PROTOBOARD:

A protoboard é uma placa de montagem simples de circuitos eletrônicos. Possui entradas que se conectam através de condutores elétricos em seu fundo. Permitindo uma ampla variedade de configurações possíveis entre os componentes do circuito. Optamos em fazer os testes com o circuito montado numa protoboard de 830 pontos (Figura 19) por não necessitar de solda, facilitando o posicionamento e troca de componentes. Além disso, para aplicações com fins didáticos o uso da protoboard é uma melhor opção do que um circuito impresso.

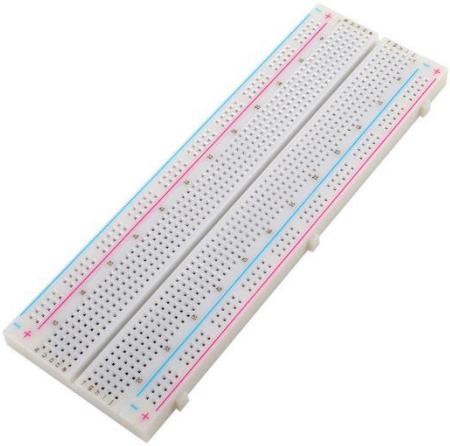

Figura 19 - Foto da protoboard usada.

LDR:

O fotoresistor é um sensor que varia sua resistência interna de acordo com a luz incidente. Em sua maioria são formados por CdS, mas é possível encontrar outra composição de elementos que formem algum material semicondutor para ser usado. Pode ser encontrado em diversos tamanhos, aumentando sua área sensível de detecção. Para realização dos testes foram utilizados um LDR de 10 mm de diâmetro de modelo GL1051613 e um de 3 mm modelo

GL3547114. A Figura 20 mostra os dois LDR usados e seu tamanho em comparação a uma moeda de 1 real.

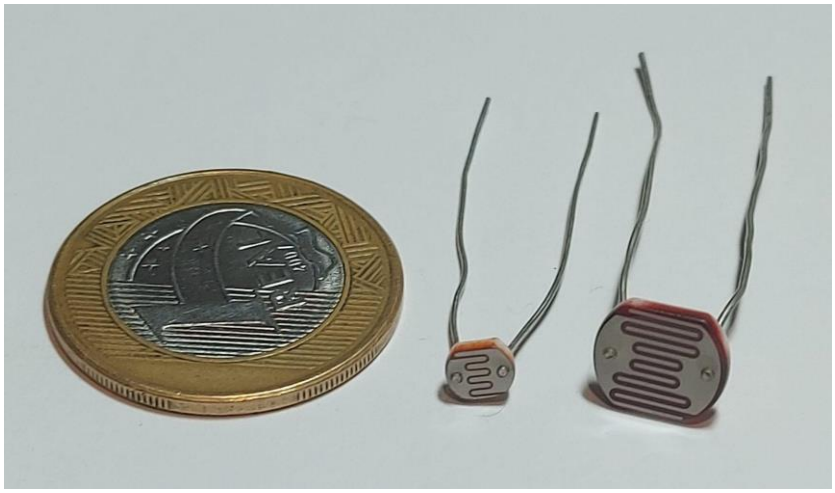

Figura 20 - Comparação entre tamanhos de alguns dos LDR usados nos testes.

As seguintes especificações foram retiradas dos respectivos *Datasheet* fornecido pelo fabricante para os sensores de 3 e 10 mm.

- Diâmetro: 3 mm / 10 mm
- Tensão máxima: 100 VDC / 200 VDC
- Potência máxima: 50 mW / 200 mW
- Temperatura de operação: -30° C + 70° C (Ambos)
- Pico de resposta espectral: 540 nm (2,29 eV) / 560 nm (2,21 eV)
- Resistência no escuro (0 Lux): 1 MΩ / 8 MΩ
- Resistência na luz (10 Lux): 10 - 20 kΩ / 50 - 100 kΩ

RESISTOR:

A função do resistor é dificultar a passagem da corrente elétrica no caminho em que foi posicionado. Foi posto um resistor em série com o LDR, a fim de se obter uma maior passagem de corrente no sensor e aumentar o sinal de resposta. O sinal de saída irá depender então da resistência do resistor, da resistência variável do LDR e da fonte de alimentação do

circuito. A equação abaixo mostra a relação de cada componente do circuito com a tensão de saída V_S que será lida pelo Arduino.

$$V_S = \frac{R}{R + R_{LDR}} * E \tag{4.1}$$

Onde R é a resistência do resistor em série, R_{LDR} é a resistência do LDR e E é a tensão de alimentação do circuito. Como o sinal de saída depende da resistência R, foram usados três diferentes resistores de 10, 100 e 220 kΩ em série com o fotoresistor, a fim de investigar qual deles traria a melhor relação sinal-ruído. A imagem abaixo mostra os resistores usados no circuito.

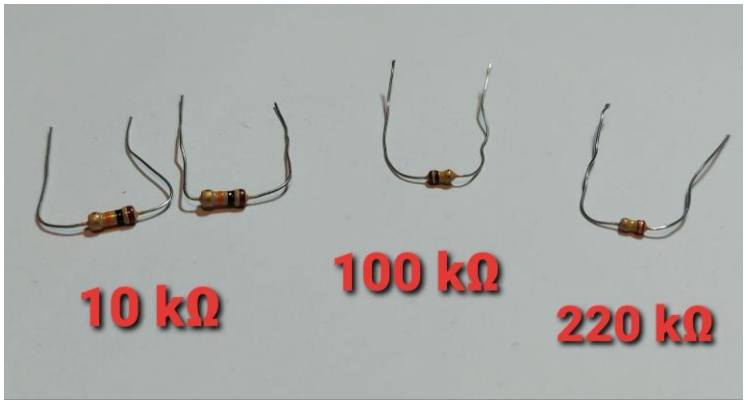

Figura 21 - Resistores usados no circuito.

CABO USB A/B:

O cabo é composto de duas extremidades, um conector macho A e outro conector macho B. A entrada A foi conectada no computador e a entrada B, usada em periféricos, foi conectada no ARDUINO para alimentação e comunicação da placa. A imagem abaixo ilustra o tipo de cabo usado na construção do detector.

Figura 22 - Cabo conector USB A/B.

4.2. CIRCUITO ELETRÔNICO E AQUISIÇÃO DO SINAL

Os componentes mencionados acima foram usados para a montagem do circuito eletrônico do detector. A foto, na Figura 23 e esquema na Figura 24 ilustram a montagem do circuito com o Arduino.

A montagem do circuito envolveu integrar um microcontrolador, com um sistema de software e hardware de código aberto, a uma protoboard. Essa configuração foi necessária para realizar o controle e facilitar as medições. Embora a plataforma Arduino (Arduino©, modelo UNO R3) seja geralmente considerada uma ferramenta não científica, conforme observado por (MARABA & BULDUR, 2017), ela provou ser uma excelente alternativa de baixo custo para a construção desse dispositivo. O microcontrolador proporcionou capacidade suficiente para gerenciar os requisitos necessários para uma instrumentação precisa e analisou com eficácia a resposta do LDR, atendendo à demanda do projeto.

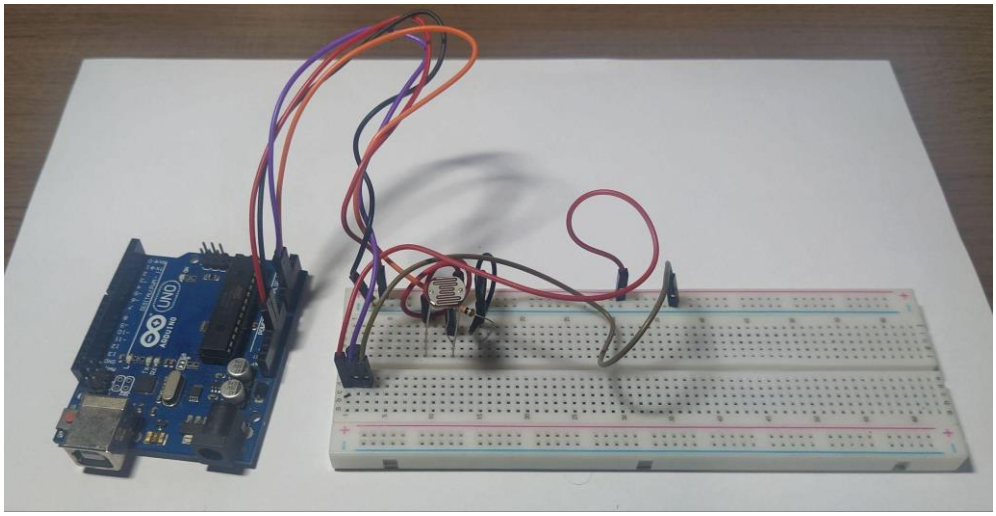

Figura 23 - Foto do circuito interno usando um LDR de 10 mm e resistor 10 kΩ.

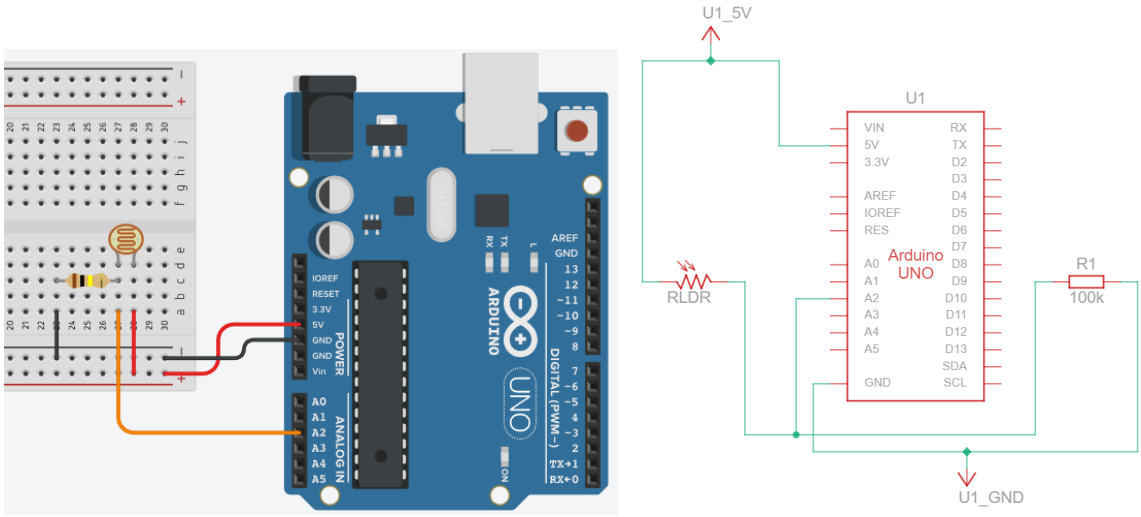

Figura 24 - Ilustrações esquemáticas do circuito (Tinkercad).

Como visto na Figura 24, o LDR e o resistor de carga têm um terminal em comum, o que caracteriza sua forma em série. A outra extremidade do resistor é conectada ao terra (GND) do Arduino, e a outra extremidade do LDR é conectada à saída de 5V. Esse é um simples circuito divisor de tensão. O ponto em comum entre o LDR e o resistor é conectado a um dos pinos de entrada analógica no Arduino, para coletar o sinal.

À medida que as configurações de exposição à radiação são alteradas, como a tensão do tubo e o tempo de exposição, a resistência do LDR também muda, pois o número de pares elétron-buraco é modificado. Essa alteração cria uma queda de tensão no LDR. O Arduino lê essa tensão usando o pino de entrada analógica e a converte em um valor numérico, que pode ser usado para várias aplicações, como para determinar o nível de brilho ou para acionar ações com base na intensidade da radiação detectada. Consequentemente, o sinal lido no LDR será dado como apresentado na equação 4.1.

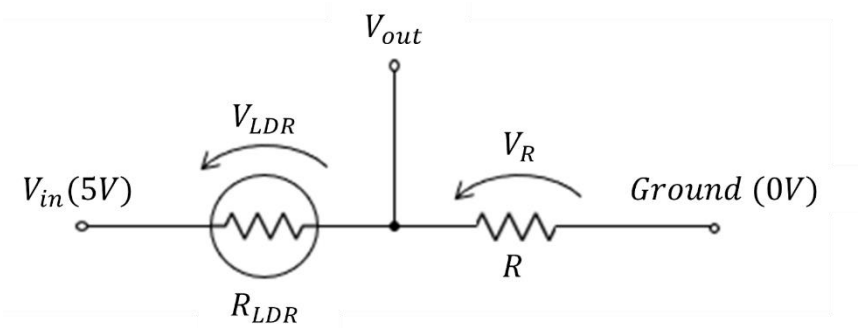

Figura 25- Esquema de conexão do LDR no circuito para aquisição do sinal

O circuito eletrônico é protegido com segurança dentro de uma caixa de madeira personalizada que oferece proteção mecânica e o protege de fontes de luz externas. A caixa é totalmente vedada, com uma pequena abertura na parte superior, onde o LDR é exposto à radiação de raios X incidente. Essa abertura é coberta com fita isolante preta para proteger efetivamente o sensor da luz ambiente, garantindo que somente os raios X sejam detectados. O esboço da Figura 26 ilustra o protótipo do detector.

O protótipo desenvolvido mostrou-se eficaz na avaliação da sensibilidade do sensor LDR em resposta aos parâmetros de produção do feixe de raios X. Entretanto, dado seu projeto básico, é essencial aprimorar ainda mais o dispositivo, o que representa uma das perspectivas deste estudo.

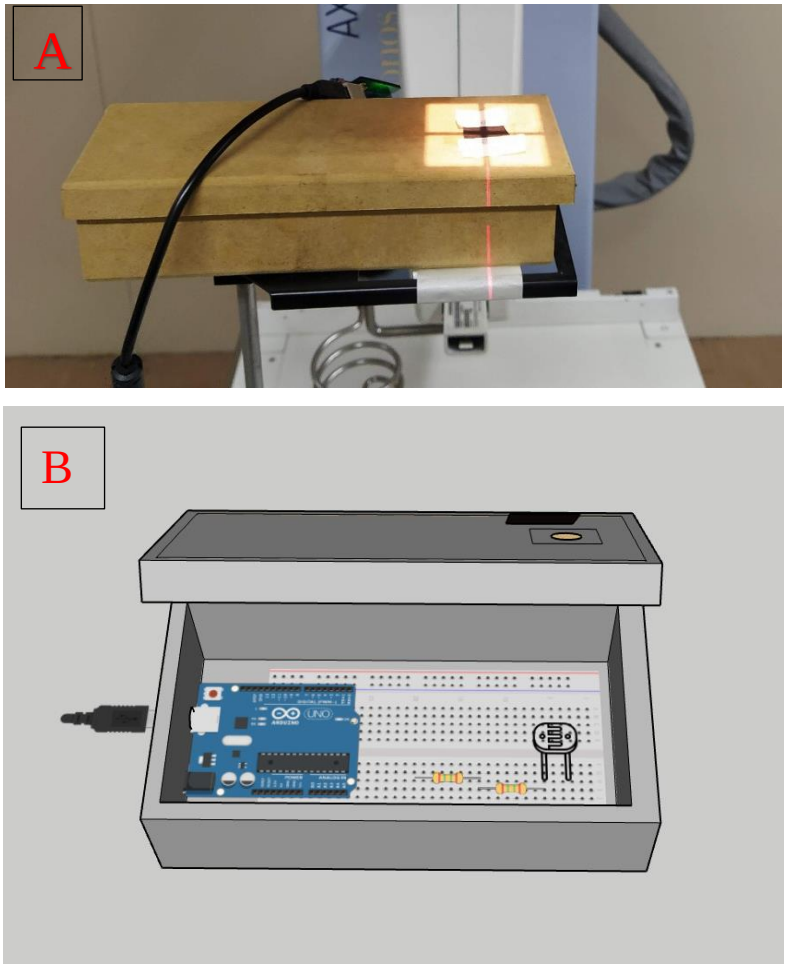

Figura 26 - A: Foto do aparato sendo usado em um experimento. B: Esquema em 3D do aparato aberto com o circuito posicionado de forma que o LDR fique embaixo do buraco.

Pela equação 4.1 nota-se que o sinal V_S é inversamente proporcional à resistência do LDR, que diminui à medida que interage com fótons de determinadas faixas de energia. Numa situação de ausência de interações, sua resistência é máxima e o sinal de saída é muito próximo

a zero. Ao ser exposto à luz ou raios X, sua resistência reduz, permitindo a passagem da corrente elétrica. A leitura do valor analógico da tensão é feita entre R e R_{LDR}, para que o valor do sinal de resposta seja otimizado. Após a conversão para o sinal digital, o código calcula o valor medido de tensão dentro de sua resolução de 10 bits.

A resposta do sistema à exposição aos raios X é apresentada no software do Arduino em valores de tensão (de 0 a 5V), a cada 20 milissegundos. Os resultados são então copiados para um arquivo texto e depois para programas de planilha (Excel). Após o tratamento de dados foram analisados nos programas QtiPlot® (Mamógrafo) ou no OriginPro® (Raio X industrial).

4.3. *DETERMINAÇÃO DA EFICIÊNCIA TEÓRICA DO SULFETO DE CADMIO (CdS)*

A eficiência de um detector é uma das principais características a se analisar. O material sensível usado deve ter uma taxa de conversão dos estímulos recebidos em sinal que possa ser medido (MANN, 2012). Em um semicondutor, a quantidade de sinal convertido irá depender da energia da partícula incidente, do número atômico de sua composição e da área e espessura do sensor. O controle desses parâmetros permite que, ao avaliar um material semicondutor como o CdS, possamos observar sua performance e sugerir o tipo mais adequado de uso.

Quando fótons de um feixe de raios X ou raios gama atravessam um material, eles sofrem uma atenuação exponencial, ou seja, sua intensidade diminui progressivamente ao longo do percurso. Ao passarem pelo material, os fótons têm uma probabilidade de interagir com os elétrons, núcleos e campos elétricos, sendo absorvidos ou apenas desviados. Cada tipo de interação tem sua própria probabilidade de ocorrer a certas energias dentro do material (efeito fotoelétrico, Compton e produção de pares). Consequentemente, cada interação irá possuir um coeficiente que irá contribuir para a atenuação do feixe. A soma desses coeficientes nos dá o coeficiente de atenuação linear, representado pela letra μ (cm^{-1}) (DE MIRANDA, 1997). Esse coeficiente descreve a taxa com que os fótons são retirados do feixe por unidade de caminho percorrido em um material. A fórmula de atenuação pode ser expressa da seguinte forma.

$$I = Io * e^{-\mu t} \tag{3.6}$$

Onde I é a intensidade do feixe transmitido após passar pelo material, Io é a intensidade inicial do feixe, e é a função exponencial, μ é o coeficiente de atenuação linear e t a espessura do material. Para analisar a eficiência de um detector, será necessário verificar a probabilidade

de interação do fóton com o material, relacionadas aos fótons que não foram transmitidos, mas sim absorvidos ou espalhados. Essa probabilidade pode ser descrita da seguinte maneira.

$$P = (1 - e^{-\mu t}) \tag{3.7}$$

A probabilidade de interação é dada por *P*. Percebe-se que a eficiência será maior quanto menor for o valor da exponencial, e isto ocorrerá quanto maior for a largura *t* ou o coeficiente de atenuação. Com esta relação podemos esboçar o gráfico da eficiência do CdS em diferentes energias. Com o auxílio da plataforma NIST XCOM (https://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html) obtemos os valores de coeficiente de atenuação mássico total. O coeficiente de atenuação mássico μ_m (cm^2/g) é obtido ao dividir o coeficiente linear μ pela densidade do material. O uso do μ_m permite que o poder de atenuação em diferentes materiais possa ser comparado, por isso é costumeiramente tabelado e facilmente encontrado na literatura. Para gerar o gráfico, foi necessário apenas multiplicar o coeficiente atenuação mássico obtido pela densidade do CdS que é de 4,986 g/cm^3 (LIDE, 2004).

4.4. TESTES EXPERIMENTAIS

Para avaliar desempenho do dispositivo proposto, ele foi exposto a duas fontes distintas de raios X para medir a tensão do tubo e o tempo de exposição entre outros testes. A Figura 27 apresenta o fluxograma dos procedimentos de medição dos feixes nas energias típicas do radiodiagnóstico indicando testes realizados. Esta seção fornece uma descrição detalhada dos testes experimentais realizadas com o sensor LDR.

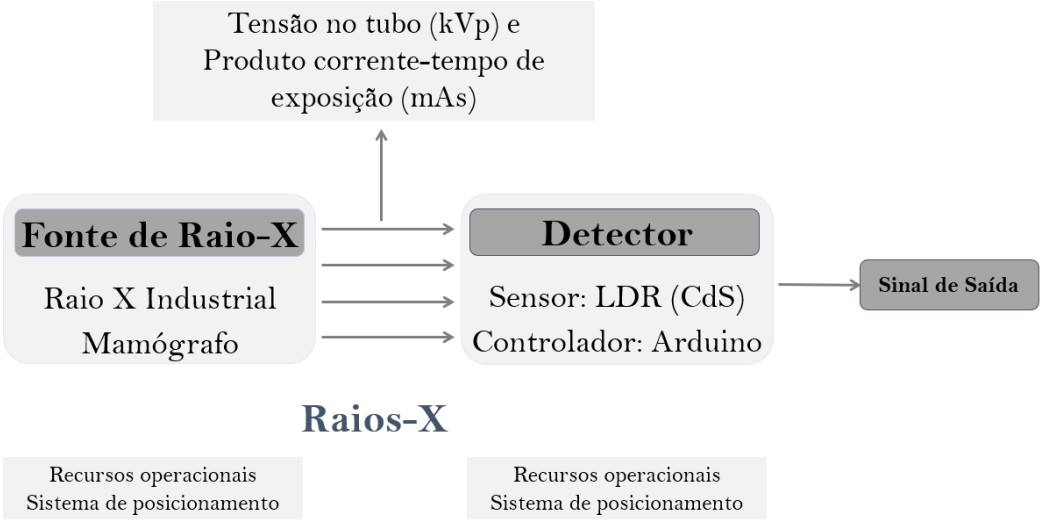

Figura 27- Fluxograma da aquisição do sinal em exposições de raios X

4.4.1. TESTES NO MAMÓGRAFO

As medições foram realizadas no Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear (IRD/CNEN) utilizando feixes de raios X produzidos num mamógrafo MAMMOMAT 1000 (SIEMENS).

A abertura da caixa onde estava localizado o sensor LDR foi posicionada exatamente abaixo da saída do feixe, para que recebesse a maior intensidade possível. Foram usados acessórios de isopor disponíveis no local para elevar a altura do dispositivo em relação a bandeja de compressão aproximá-lo da saída do feixe. Todos os testes seguiram esta configuração. As fotos abaixo apresentam o posicionamento do dispositivo de medição próximo à saída do feixe do equipamento de mamografia utilizado.

Figura 28 - Posicionamento do dispositivo no mamógrafo.

O aparelho de mamografia permite ao usuário escolher os parâmetros de produção do feixe, como tensão no tubo (kVp), produto corrente-tempo (mAs) e combinações de alvo-filtro Molibdênio/ Molibdênio (Mo/Mo) ou Molibdênio/Ródio (Mo/Rh). Foram realizados testes de variação da resposta com a tensão aplicada ao tubo (kVp) para dois tamanhos de sensores LDR, 3 e 10 mm. Foi feito também um teste da variação da resposta com o produto corrente-tempo (mAs). Analisou-se a diferença de resposta entre distintos sensores LDR de mesmo tamanho e testes de reprodutibilidade e repetibilidade. Ao final, foi usado o detector comercial para controle de qualidade, o detector Piranha do grupo RTI modelo Black, para fins de suporte, comparação e validação dos resultados obtidos. A Figura 29 mostra uma foto do detector usado.

Figura 29 - Detector comercial Piranha.

4.4.2. VARIAÇÃO DO SINAL COM A TENSÃO (kVp)

Para analisar a variação do sinal com as tensões aplicadas, parâmetro diretamente relacionado à energia média do feixe, o dispositivo foi irradiado com um feixe produzido com um produto corrente-tempo fixo de 200 mAs, valores de tensão nominal de 24 a 34 kVp, a passos de 2kVp. Nessa configuração o equipamento fornece uma corrente aproximadamente fixa para cada tensão, com valores entre 140 mA (24 kVp) até 105 mA (34 kVp). No circuito do detector, foi utilizado uma resistência de 10kΩ visto que experimentalmente essa se mostrou a resistência ideal para a configuração proposta, pois o aumento da resistência era acompanhando com aumento do ruído, enquanto resistências menores não retornavam um sinal significante. Foram utilizadas as duas combinações de alvo-filtro disponíveis para os dois tamanhos de fotoresistor. Tomamos como medida a média dos últimos 10 registros de tensão pelo sistema quando irradiado.

Se observado um padrão de comportamento entre a tensão e o sinal, é possível estabelecer alguma relação entre o sinal e o kVp, e assim obter um medidor de tensão nominal. Devido a finalidade dos exames de mamografia, o aparelho utilizado não realiza exposições com tensões maiores que 35 kVp, impossibilitando que os resultados encontrados com apenas este teste possam ser extrapolados para tensões maiores.

4.4.3. VARIAÇÃO DO SINAL COM PRODUTO CORRENTE-TEMPO (mAs)

O produto corrente-tempo, mAs, foi variado para se observar a mudança na forma do sinal no fotoresistor de 10 mm e avaliar o tempo de exposição medido. Foram usados valores de 100, 125, 140, 160 e 180 mAs, a uma tensão nominal constante de 28 kVp para a combinação alvo/filtro de Mo/Mo e uma resistência de 10 kΩ no circuito.

Apesar do equipamento não indicar quais os valores de corrente e de tempo foram usados separadamente, é possível calculá-los com o aparato experimental proposto. Pelo código foi estabelecido que o LDR retorna um sinal de resposta a cada 0,02 s, possibilitando averiguar o instante inicial e final da exposição. Este método foi usado para estimar o tempo de exposição do feixe e comparar o tempo de exposição medido pelo detector proposto com o detector comercial Piranha.

Com detector Piranha foram realizadas várias medidas com diferentes combinações de produto corrente-tempo e tensão. Ao total foram 12 exposições, usando 50, 100, 140 e 200 mAs com 23, 28 e 32 kVp. Com o tempo medido pelo Piranha, se estimou a corrente para cada produto de corrente por tempo

4.4.4. TESTE ENTRE DIFERENTES LDR

O fotoresistor é um componente eletrônico de baixo custo elaborado para sensibilidade na faixa de luz visível. Devido a diferenças intrínsecas ao serem fabricados, é necessário atestar o quão relevante é ao sinal ao se trocar de LDR. Foi necessário analisar se havia uma mudança na resposta em diferentes fotoresistores de mesmo tamanho quando expostos a exposições de mesmas configurações experimentais.

Foram usados 6 diferentes LDR de 10 mm, cada um sendo identificado com alguma forma geométrica marcada a caneta no lado oposto de sua área sensível. As fotos abaixo mostram todos os LDR que foram utilizados para se realizar o teste.

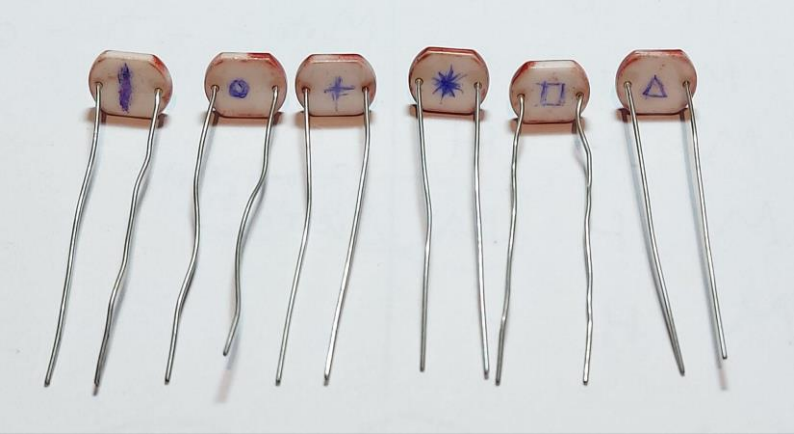

Figura 30 - Vista traseira dos LDR usados em suas respectivas posições: Traço; Bola; Cruz; Asterisco; Quadrado; Triângulo.

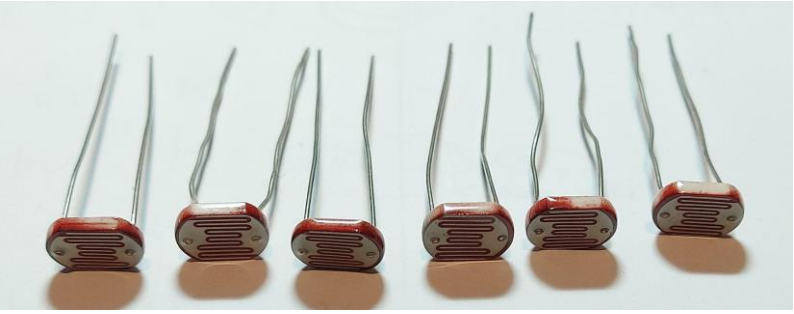

Figura 31 - Vista frontal dos LDR usados em suas respectivas posições: Traço; Bola; Cruz; Asterisco; Quadrado; Triângulo.

O LDR usado nos principais testes e tido como base é o *TRAÇO*. Os seguintes LDR foram identificados com *BOLA, CRUZ, ASTERISCO, QUADRADO* e *TRIÂNGULO*. Cada um foi exposto 5 vezes a feixes de 28 kVp, 200 mAs na combinação alvo/filtro de Mo/Mo.

4.4.5. TESTE DE REPETIBILIDADE E REPRODUTIBILIDADE

Ao total foram realizadas três visitas ao IRD a fim de se coletar medidas. O teste de repetibilidade foi realizado apenas na primeira, enquanto a reprodutibilidade foi verificada comparando-se o resultado do sinal de todas as visitas.

A repetibilidade do sinal foi feita ao se realizar exposições seguidas com condições de produção do feixe fixas. Todas as exposições foram feitas com o LDR *Traço* na configuração de 28 *kVp*, 200 *mAs* na relação alvo/filtro de Mo/Mo. Na visita em (07/01/2022) o teste foi feito com 6 exposições. Para se analisar a repetibilidade se calculou o coeficiente de variação (CV) das médias a partir dos desvios padrões, pela fórmula abaixo.

$$CV = \frac{\sigma}{\bar{X}} \tag{4.2}$$

Onde $\bar{X}$ é a média do resultado de todas as exposições e σ é o desvio padrão desses resultados.

A reprodutibilidade do sinal comparou o resultado do LDR *Traço* nas três visitas, onde se realizou a mesma exposição do teste de variação de tensão de 24 a 34 *kVp*. Para comparar os valores, se usou a variação percentual com o resultado obtido no 1° dia.

$$V.P(\%) = \frac{(Sinal\ 2 - Sinal\ 1)}{Sinal\ 1} * 100 \tag{4.3}$$

O *Sinal 1* é o resultado usado de base para comparação, neste estudo foi usado o sinal obtido na 1° visita. O *Sinal 2* será o resultado que se queira comparar, sendo aqui os obtidos na 2° ou 3° visita.

4.5. TESTES NO EQUIPAMENTO DE RAIO X INDUSTRIAL

As medidas foram tomadas no Laboratório de Radiação Gama e X da UFRJ (LAFRAG). O local possui um equipamento de raio X industrial, modelo Isovolt 160 HS Pantak Seifert, com uma colimação do feixe de radiação de 2 mm. Todas as análises, gráficos e curvas usadas foram feitas com o auxílio do programa OriginPro®.

Devido à largura do feixe e a ausência de um laser de posicionamento, foi necessário usar apenas o LDR de 3 mm e colocá-lo para fora da caixa, suficientemente próximo à saída do colimador, a fim de diminuir a incerteza do posicionamento. Pela natureza do LDR, todas as luzes da sala estavam apagadas para que não sofresse interferência de fatores externos. O feixe de raios X só era acionado quando se observava o sinal zerado, garantindo que a única influência é da radiação e de seu ruído intrínseco. As imagens abaixo mostram essa configuração de posicionamento.

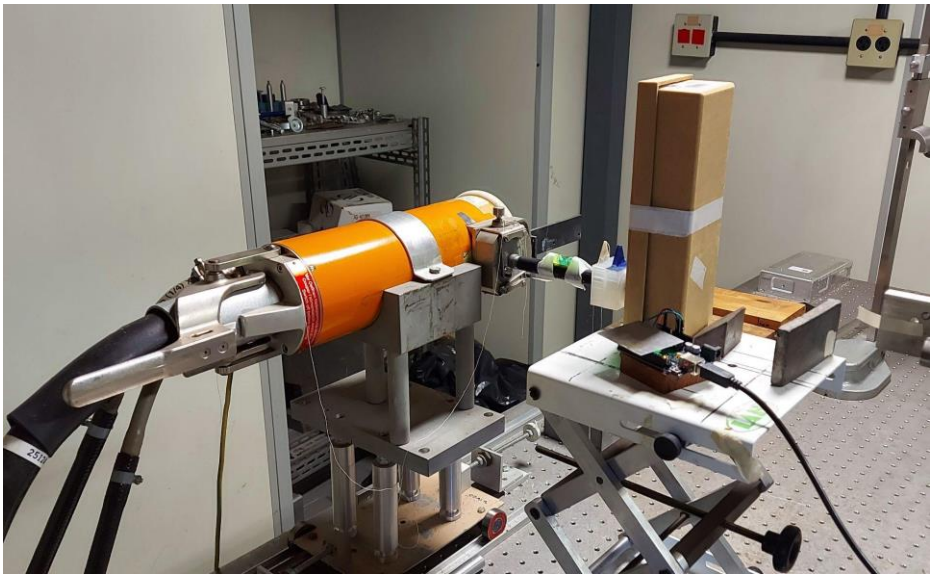

Figura 32 - Configuração experimental do detector com o Raio X (1).

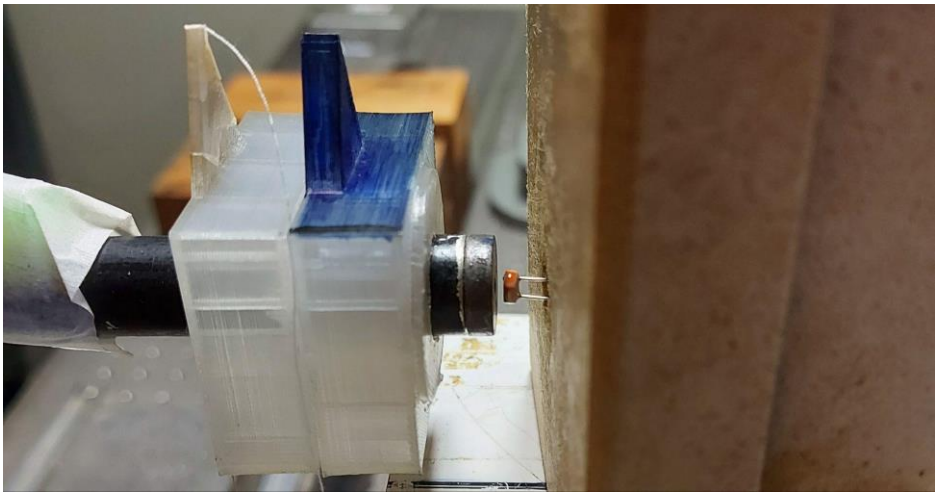

Figura 33 - Configuração experimental do detector com o Raio X (2).

O aparelho de raios X do LAFRAG dá a possibilidade de escolher tensão no tubo (kVp), corrente (mA) e tempo de exposição (min), diferenciando-o do mamógrafo, em que se alterava o produto corrente-tempo. Foram realizados testes de dependência do sinal com cada um dos 3 parâmetros de produção do feixe, bem como testes de repetibilidade e reprodutibilidade. Ao final, foram coletados dados a fim de se realizar curvas de calibração que retornassem o valor real da tensão imposta ao tubo de raios X.

Nestes experimentos, se coletava os resultados das últimas 20 medições feitas pelo LDR antes do sinal cair após o fim da exposição, garantindo que se teria uma média confiável do feixe. E a incerteza foi o desvio padrão dessas medições.

4.5.1. VARIAÇÃO DO SINAL COM TENSÃO (kVp)

O teste de dependência com a tensão foi feito com um resistor de 100 *kΩ* e exposições entre 35 a 120 *kVp*, com uma corrente de 15 *mA* e um tempo de exposição de 0,3 *min.*

De maneira similar ao teste do mamógrafo, o objetivo foi avaliar a dependência do sinal do fotoresistor com a energia do fóton. Como o equipamento permite chegar em tensões superiores às do mamógrafo, foi possível avaliar seu comportamento em maiores voltagens, usadas em diagnósticos por imagem de raios X convencional, tomografia e arcos cirúrgicos.

4.5.2. VARIAÇÃO DO SINAL COM A CORRENTE (mA)

A dependência com a corrente foi estudada ao se expor o fotoresistor a feixes com 6 diferentes valores de corrente, 10, 12, 14, 16, 18 e 20 *mA* a uma tensão fixa de 70 *kVp* e com 0,3 min de tempo de exposição. O circuito possuía um resistor de 100 *kΩ,* com o mesmo LDR de 3 mm utilizado no teste anterior e o mesmo método de tomada de dados e de cálculo de incerteza.

Como o equipamento de raios X do LAGRAF permite escolher a corrente separadamente do tempo, não foi necessário utilizar nenhum método de obtenção indireta do valor da corrente usada, facilitando a análise do experimento.

4.5.3. VARIAÇÃO DO SINAL COM O TEMPO

O controle do tempo de exposição é uma importante avaliação no CQ dos equipamentos de raios X. O equipamento proposto neste trabalho consegue tomar medidas com uma resolução de milissegundos, possibilitando uma análise dos momentos de início de término do feixe.

Foi necessário então avaliar a variação do sinal de resposta no LDR a medida em que se varia o tempo de exposição de um feixe de raios X. Com uma corrente fixa de 15 *mA* e tensão de 70 *kVp*, escolheu-se 5 diferentes tempos de exposição, 0,3, 0,4, 0,5, 0,6 e 0,7 minutos. Com o circuito usando o LDR de 3 mm e resistor de 100 *kΩ*.

4.5.4. TESTE DE REPETIBILIDADE E REPRODUTIBILIDADE

Durante a realização dos testes de dependência da corrente e do tempo de exposição, foi possível também verificar a repetibilidade do sinal. Foram feitos 5 disparos com mesma configuração de produção de feixe para cada corrente usada, 70 kVp, 20 mA com 0,3 minutos de tempos de exposição e resistor de 100 k*Ω*.

A reprodutibilidade do sinal foi testada comparando resultados obtidos com a mesma configuração de feixe em dias diferentes. No entanto, para contornar as incertezas de posicionamento devido à falta de um laser de alinhamento ou campo luminoso, os testes propostos no equipamento foram repetidos em quatro dias distintos: três dias consecutivos (12/04, 13/04 e 14/04) e um quarto dia após 72 horas (17/04). Nesses testes, o detector permaneceu imóvel, eliminando interferências de posicionamento.

A avaliação da repetibilidade e reprodutibilidade foram feitas de maneira similar nos testes do mamógrafo, onde se utilizou as equações **(4.2)** e **(4.3)**.

4.5.5. GERAÇÃO DA CURVA DE CALIBRAÇÃO E TESTE DA CURVA

Para se ter um detector funcional que retorne o valor real de tensão inserido na máquina de raios X, é necessário que ele esteja calibrado de acordo. O padrão de comportamento do sinal em relação aos parâmetros de produção do feixe pôde ser descrito pelo ajuste ExpDec1, equação *5.1* que será mencionada no tópico 5.4. A curva de calibração associa o resultado obtido pelo LDR com o valor nominal de *kVp* fornecido pelo equipamento.

Ao realizar o experimento, percebeu-se que o sinal do fotoresistor variava com a tensão (*kVp*) e a corrente (*mA*), o que impossibilitou gerar uma única curva de calibração. A solução foi gerar curvas para cada corrente disponível. Foram realizadas exposições de 20 a 120 *kVp* para cada corrente par, de 2 a 20 *mA*. Os valores correspondentes a correntes ímpares foram calculados através dos resultados obtidos com as correntes pares, o que aumentou suas incertezas. Foram 19 curvas de calibração, dez realizadas experimentalmente (correntes pares) e nove interpoladas através das medidas experimentais (correntes ímpares).

A mesma configuração de exposição foi feita em dois dias distintos (03/05/2023 e 04/05/2023). A média dos resultados destes dias foi usada para gerar as curvas de calibração. O método de interação para se criar as curvas no OriginPro® foi *Orthogonal Distance Regression.* Cada exposição foi feita usando o LDR de 3 mm e um resistor de 220 *kΩ.*

Após obtidas as curvas de calibração, foi necessário testar se quaisquer combinações de correntes e tensões iriam corresponder com o resultado da curva. Se escolheu ao acaso 6 valores de tensão (25, 34, 52, 68, 97 e 116 kVp) e 11 valores de corrente (2, 3, 4, 7, 8, 11, 12, 15, 16, 19, 20 mA). O objetivo era testar se esses valores de tensão, não usados para realizar a curva de calibração, iriam ficar no limite de 5% do valor inserido no terminal.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após a realização dos testes pôde-se observar o comportamento do sinal ao ser irradiado por feixes de raios X. Além disso, houve uma notável diferença entre os resultados do mamógrafo e do raio X industrial, em termos de intensidade do sinal, repetibilidade e reprodutibilidade. Foi observado uma dependência com a tensão e a corrente aplicada ao tubo, além de um aumento do sinal em repetidas exposições. Esses resultados serão discutidos nas seções subsequentes.

5.1. EFICIÊNCIA TEÓRICA DO CdS

Para melhor compreender e interpretar os resultados obtidos, foi necessário estimar a eficiência teórica do material do CdS na faixa de energia estudada conforme descrito na seção 4.3. A Figura 34 mostra a comparação entre a eficiência de detecção de um cristal de CdS com 2 mm de espessura com o cristal de Telureto de Cadmio (CdTe) de 1 mm de espessura. Comparamos com o CdTe pois este material compõe um detector de raios X comercialmente disponível.

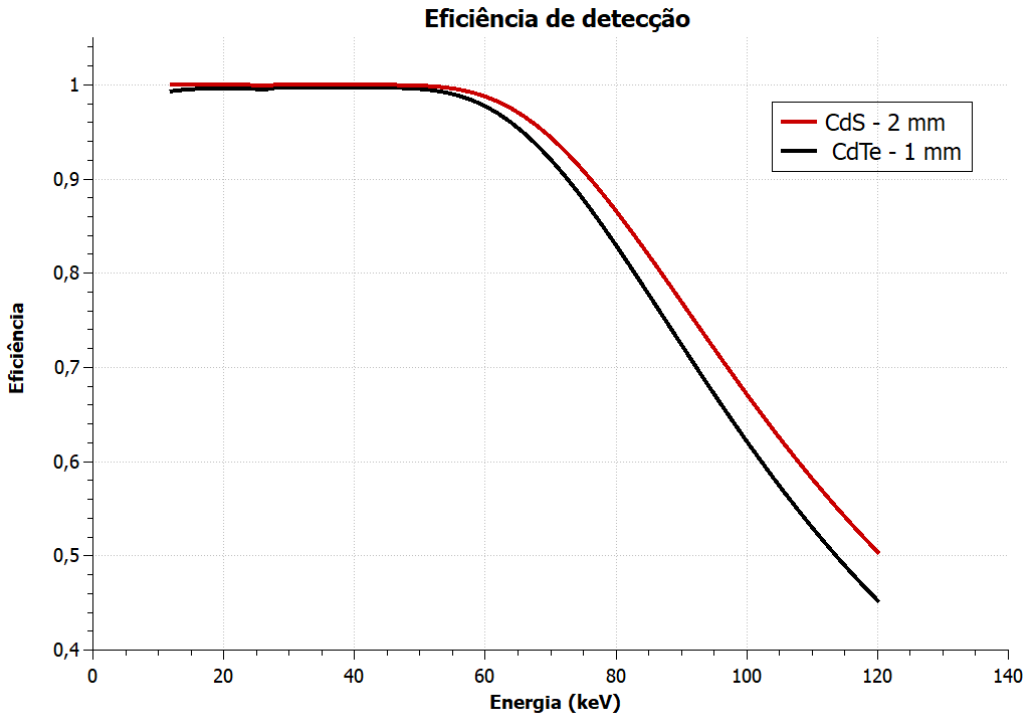

Figura 34 - Eficiência teórica de detecção entre o CdS e o CdTe

Como se pode observar pela Figura 34, é esperado uma probabilidade de interação de fótons é máxima para fótons de 15 a 60 keV e essa probabilidade diminui significativamente para energias acima de 60 keV.

5.2. FORMA DO SINAL

A análise da forma do sinal coletado com as exposições do LDR aos Raios X foi feita utilizando as medidas realizadas com feixes gerados com as tensões de 30, 40, 60 e 120 *kVp* na corrente de 20 *mA* e tempo de exposição de 1 *min*.

Quando irradiado, a resposta do sistema é uma variação da tensão (entre 0 e 5 em Volts) em um dado intervalo de tempo. O sinal registrado (variação de tensão no LDR com o tempo) apresenta um formato de rápida subida no instante inicial da irradiação até o seu valor máximo formando uma espécie de platô enquanto a irradiação é mantida. Quando a irradiação é cessada, uma queda rápida, mas não imediata, do sinal até o zero é observada.

O tempo a partir do fim da exposição até o sinal voltar ao valor inicial (geralmente zero) é chamado de tempo de latência. O tempo de latência é o tempo em que o semicondutor está retornando ao seu estado inicial antes de ser excitado (DEEV, 1960). A Figura 35 mostra o comportamento padrão do sinal, em Volts, ao irradiar o sensor com um feixe de raios X industrial nos parâmetros mencionados.

Para quantificar o sinal utilizamos a média das últimas 20 medidas do patamar exibido pelo sinal, logo antes deste apresentar a queda no início do período de latência.

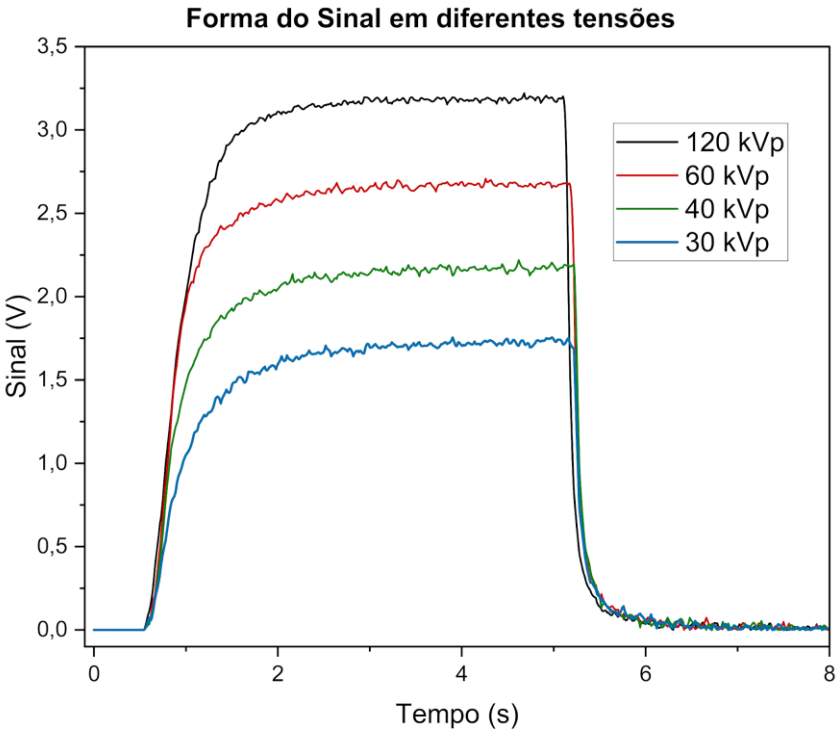

Figura 35 - Forma do sinal em diferentes tensões no tubo de raios X.

Já é possível perceber que há uma dependência do sinal com a tensão nominal do tubo, onde as respostas crescem de forma gradativa à medida que se aumenta a tensão *kVp*. A irradiação cessa no tempo em que o sinal começa a cair bruscamente. Assim, também é possível notar que o tempo de exposição está associado à largura do sinal. Como todas as exposições foram realizadas com o mesmo tempo de exposição, era esperado que os sinais registrados apresentassem mesma largura, tal como apresentado na Figura 35.

5.3. MUDANÇA DO SINAL ENTRE DIFERENTES LDR

Uma das análises mais contundentes na criação de um detector de baixo custo é compreender o comportamento intrínseco do sensor usado. A maioria dos LDR são feitos no exterior e então exportados para o restante do mundo sem informações do seu nível de pureza ou processo de fabricação. Por estar sendo, neste trabalho, usado para detecção de uma faixa de energia da qual não foi originalmente intencionado, foi necessário verificar como a resposta varia de acordo com o uso de diferentes LDR.

A Figura 36 e a Tabela 2 abaixo ilustram o resultado do teste feito no mamógrafo para 6 fotoresistores distintos, cada um identificado com um desenho.

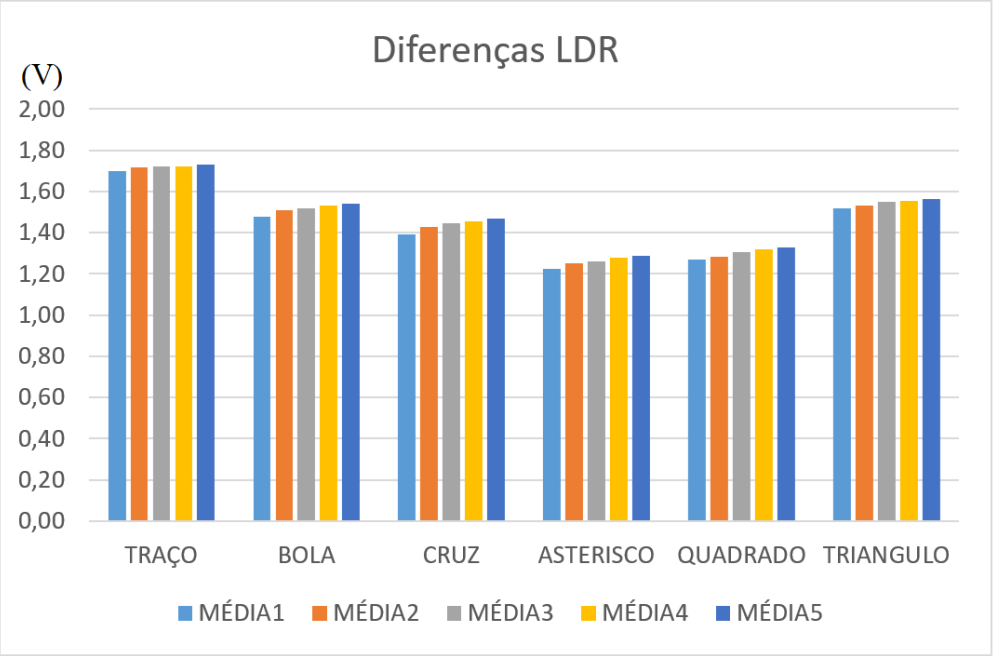

Figura 36 - Análise do sinal em diferentes LDR a uma mesma exposição.

LDR	*TRAÇO (V)*	*BOLA (V)*	*CRUZ (V)*	*ASTERISCO (V)*	*QUADRADO (V)*	*TRIANGULO (V)*
MÉDIA1	1,70	1,48	1,39	1,22	1,27	1,52
MÉDIA2	1,72	1,51	1,43	1,25	1,28	1,53
MÉDIA3	1,72	1,52	1,45	1,26	1,30	1,55
MÉDIA4	1,72	1,53	1,46	1,28	1,32	1,55
MÉDIA5	1,73	1,54	1,47	1,29	1,33	1,56

Tabela 2 - Análise do sinal em diferentes LDR a uma mesma exposição.

Há uma notável diferença de resposta entre cada fotoresistor usado, tendo apenas 2 pares de LDR com resultados próximos, o par *BOLA-TRIÂNGULO* e o par *ASTERISCO-QUADRADO*. Apesar de tal resultado, é necessário levar em consideração a influência do posicionamento ao se retirar um LDR e posicionar um outro. Devido à ausência de uma marcação na saída do feixe não se pode afirmar que mudanças intrínsecas na formação do semicondutor de CdS sejam as únicas responsáveis na variação da resposta. Contudo, devido ao seu baixo custo de produção e impossibilidade de conhecer detalhes de sua fabricação, ainda é um fator a se considerar.

No aparato proposto o mais adequado será evitar a troca de sensores e manter o uso do mesmo fotoresistor até a necessidade de uma reposição, ou calcular um fator de correção de sensibilidade para cada LDR individualmente. É possível observar também um pequeno

aumento do sinal com cada exposição subsequente, que será tratado no tópico de repetibilidade (5.7).

5.4. DEPENDÊNCIA DO SINAL COM A TENSÃO

Nos testes realizados no IRD (mamógrafo) e no LAFRAG (raio X industrial), o aparelho mostrou resultados que indicam uma relação de dependência entre a tensão aplicada ao tubo e sinal do LDR. De maneira geral, pode ser observado que inicialmente o sinal apresenta uma resposta aproximadamente linear e a medida em que se aumenta a energia do feixe, tensões maiores, um comportamento exponencial fica mais evidente. Essa curva está intimamente relacionada com o resistor usado e a distância ao ponto focal do feixe, além da combinação de tensão e corrente usada.

MAMÓGRAFO:

Os resultados dos testes realizados no mamógrafo indicaram uma dependência linear do sinal com a tensão aplicada ao tubo. A linearidade foi observada tanto com as medições realizadas utilizando o sensor de 3 mm quanto com o sensor de 10 mm (Figura 37).

Estes resultados também nos permitem observar uma maior intensidade do sinal resposta no sensor de 10 mm com relação ao sensor de 3 mm.

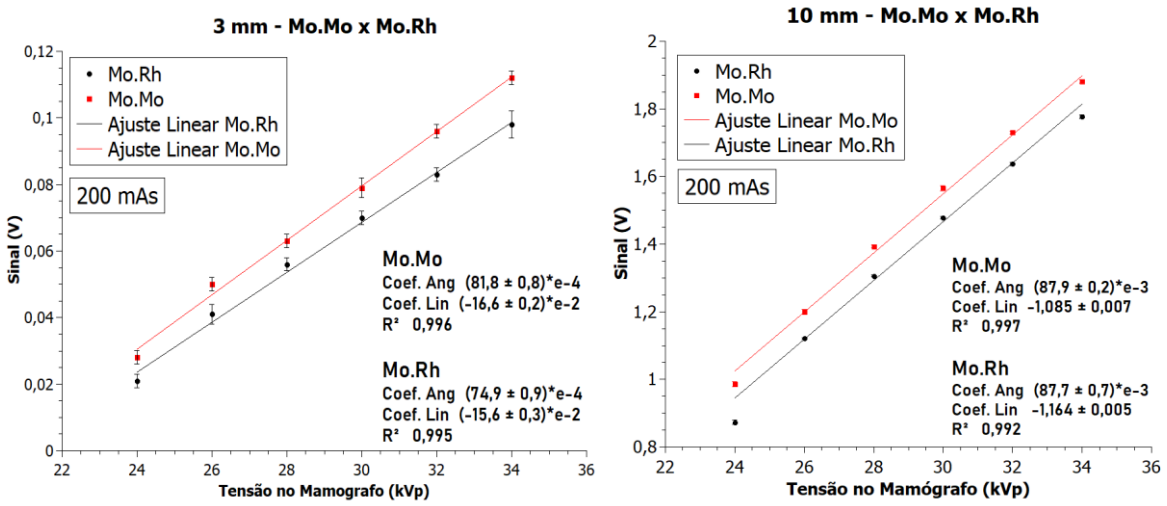

Figura 37 - Linearidade da resposta em relação a tensões em duas combinações de alvo/filtro do mamógrafo. LDR de 3 mm a esquerda e 10 mm a direita.

No mamógrafo, todas as medidas de sinal tiveram como incerteza a medida do desvio padrão dos últimos 10 valores de tensão registrados no LDR antes do término da irradiação.

Especialmente para o sensor de 10 mm, as incertezas se tornaram pequenas demais em relação às medidas, o que as tornam imperceptíveis no gráfico.

Apesar de terem sido usados os mesmos valores de kVp, há uma notável diferença entre a resposta das duas configurações de alvo/filtro. Isso é coerente com o fato de que o rendimento do tubo que utiliza a combinação Mo/Mo é maior que o rendimento com a combinação Mo/Rh (BUSHBERG, 2011). O rendimento do tubo está relacionado com a eficiência que o tubo converte energia elétrica em raios X, depende do número atômico do material alvo e da tensão aplicada ao tubo. A Tabela 3 mostra os valores de coeficientes lineares e angulares de cada ajuste linear, bem como seu valor de R^2.

Coeficientes	Mo/Mo	Mo/Rh
	3 mm	
Coeficiente angular	$(81,8 \pm 0,8)*10^{-4}$	$(74,9 \pm 0,9)*10^{-4}$
Coeficiente Linear	$(-16,6 \pm 0,2)*10^{-2}$	$(-15,6 \pm 0,3)*10^{-2}$
R^2	0,996	0,995
	10 mm	
Coeficiente angular	$(87,9 \pm 0,2)*10^{-3}$	$(87,7 \pm 0,2)*10^{-3}$
Coeficiente Linear	$-1,085 \pm 0,007$	$-1,164 \pm 0,005$
R^2	0,997	0,992

Tabela 3 – Coeficientes das medidas no Mamógrafo.

RAIO X INDUSTRIAL:

O Raio X Pantak Seifert usado permitiu observar o comportamento do sinal em tensões superiores a 34 kV, que é a tensão máxima no mamógrafo usado. Os resultados mostraram que há uma dependência exponencial do sinal com a tensão. Nas tensões até 55 kVp apresentou um comportamento aproximadamente linear, tal como no mamógrafo, e após mostrou uma queda no incremento à medida que se aumentou a energia do feixe. Se aproximando dos resultados da eficiência do CdS discutidos previamente.

A Figura 38 mostra como é o comportamento da curva. Decidiu-se testar uma série de *fittings* (ajustes) de curvas disponíveis pelo próprio programa *OriginPro 2023b*, e por fim se escolheu a função ExpDec1 (Decaimento exponencial 1) que melhor descreveu o comportamento dos resultados. O ajuste é realizado através da equação 5.1.

$$y = y_0 + A * e^{-x/t} \quad (5.1)$$

Os parâmetros A, t e y_0 não tem uma representação física, são elementos usados para ajustar a curva aos dados.

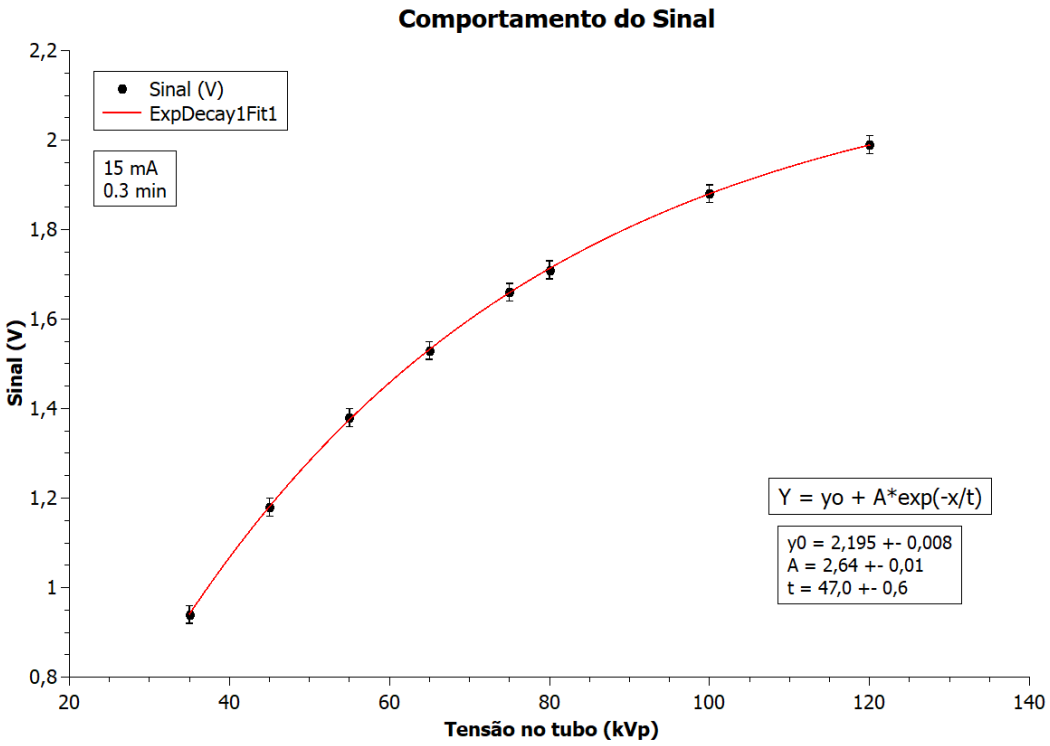

Figura 38 - Comportamento do sinal com a mudança de tensão no raio X industrial.

O aparelho de raios X possui um alvo de tungstênio e não possui filtro interno, além das filtrações inerentes como a janela de Be. O resultado encontrado vale então para esta configuração de exposição. Alterações de distância do detector ao ponto focal do tubo, filtração externa e corrente irão apresentar um outro resultado com diferentes valores de *y0*, *A* e *t*. Neste experimento, as incertezas relacionadas a cada medida foram os desvios padrões das últimas 20 medidas antes do sinal cair, as mesmas medidas usadas para se ter o valor médio de resposta apontado no gráfico.

5.5. DEPENDÊNCIA DO SINAL COM A CORRENTE

No tubo de raios X industrial o sensor LDR mostrou uma dependência de seu sinal de resposta com a corrente usada. Este resultado demonstrou que há uma possibilidade a ser explorada futuramente, um medidor de corrente de tubo. Contudo, foi impossível analisar a

dependência do sinal com a corrente no equipamento de mamografia. Com o uso do detector Piranha, foi observado que, mantida a tensão constante, a variação do produto corrente-tempo alterava apenas o tempo de exposição e não a corrente. O mamógrafo altera sua corrente de acordo com o kV usado e não com o mAs.

MAMÓGRAFO:

O mamógrafo utilizado é um aparelho que permite selecionar as tensões, mAs e combinação alvo/filtro para se produzir um feixe de raios X. Para tentar estimar o valor de corrente utilizada em alguns feixes, foi realizado um experimento com o Piranha em que se avaliou várias tensões para diferentes produtos corrente-tempo. A Tabela 4 mostra o resultado encontrado.

	mAs	**50 mAs**	**100 mAs**	**140 mAs**	**200 mAs**
23 kVp	Tempo (ms)	349,3	699,6	979,6	1399
	Corrente (mA)	143,14	142,94	142,92	142,96
28 kVp	Tempo (ms)	388,9	780,4	1095	1562
	Corrente (mA)	128,57	128,14	127,85	128,04
35 kVp	Tempo (ms)	485,8	974,6	1364	1949
	Corrente (mA)	102,92	102,61	102,64	102,62

Tabela 4 – Parâmetros encontrados com uso do detector Piranha no mamógrafo.

Para cada tensão quilovolt-pico escolhida a corrente se mostra constante e independente do valor do produto corrente-tempo. A pequena variação da corrente pode ser devida a pequenas flutuações. Percebe-se que quanto maior a tensão menor o valor de corrente associado. Esse resultado mostrou que, neste mamógrafo, não foi possível analisar a dependência do sinal com a corrente, pois a mudança na corrente implica na mudança da tensão, não havendo métodos conhecidos para diferenciar a contribuição separada de ambos os parâmetros.

A Figura 39 mostra o sinal do LDR para 4 valores de produto corrente-tempo na tensão de 28 kVp. Os valores de mA apresentados na figura foram estimados a partir da medida de tempo com o Piranha e o mAs foi selecionado diretamente no painel de controle do equipamento.

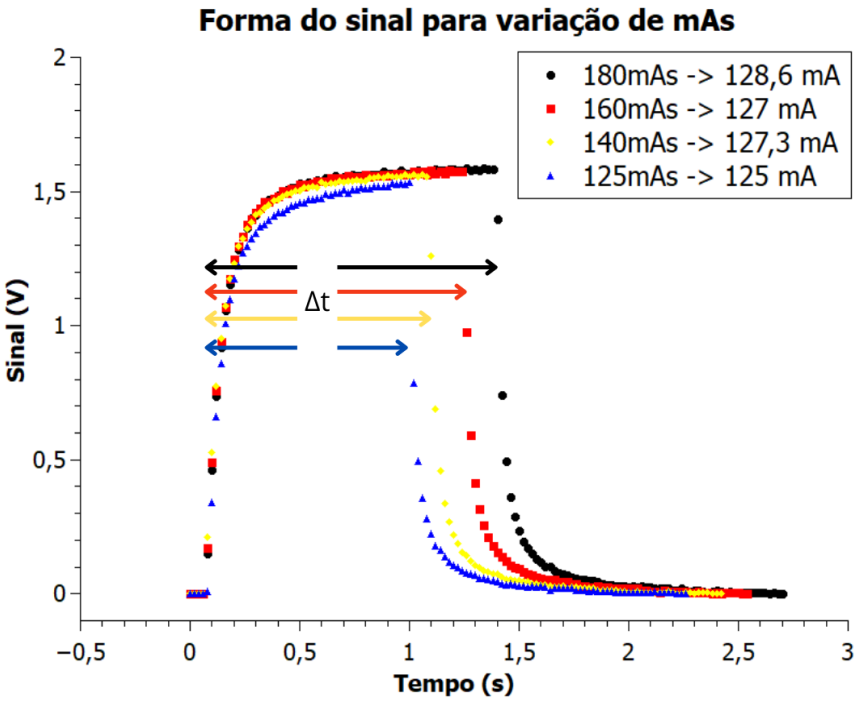

Figura 39 - Forma do sinal em variações de produto corrente-tempo (mAs) no mamógrafo.

Como observado na figura, a mudança do mAs alterou o tempo de exposição, porém pouco alterou a intensidade do sinal. O leve incremento do sinal se deve a um comportamento observado após consecutivas exposições, em que o sinal aumenta ligeiramente a cada feixe. Este comportamento será mais bem abordado no tópico de repetibilidade. A figura apresenta o valor de corrente estimado para cada produto corrente-tempo usado, em que se dividiu o tempo de exposição medido pelo Piranha pelo valor nominal de mAs usado. Apesar desse resultado não trazer informação sobre a dependência do sinal com a corrente, por limitação do equipamento de mamografia, pode-se notar de antemão a dependência da largura do sinal com o tempo de exposição.

RAIO-X INDUSTRIAL:

A possibilidade de escolher a corrente, tensão e tempo de exposição de formas separadas foi primordial para testar a dependência do sinal do LDR com cada um dos

parâmetros. Nos tubos de raios X, ao se estabelecer a diferença de potencial entre o cátodo e o anodo, os elétrons livres gerados por emissão termiônica são acelerados pelo campo elétrico, gerando uma corrente elétrica. Esta corrente no tubo estará relacionada com a quantidade de fótons de raios X criados. Uma maior quantidade de fótons interagindo com o sensor implica em mais pares elétron-buracos gerados e consequentemente um sinal maior do LDR.

O gráfico abaixo mostra que há uma relação entre a resposta do sensor com a quantidade de corrente usada em uma tensão e tempo de exposição fixos.

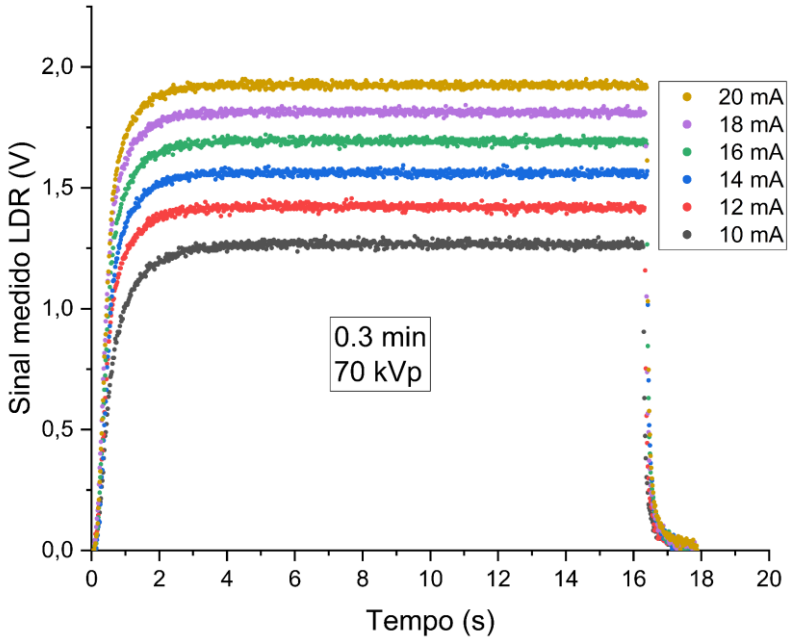

Figura 40 - Forma do sinal para diferentes valores de corrente no raio X industrial.

O aumento do sinal com a corrente indica a dependência direta com o valor de resposta do LDR. O aumento não é linear, à medida que a corrente aumenta o incremento do sinal vai diminuindo. A variação do sinal também depende da distância do LDR ao ponto focal e da resistência usada no circuito.

5.6. TESTES COM O TEMPO DE EXPOSIÇÃO (s)

O tempo de exposição de um aparelho de raios X indica qual o intervalo de tempo em que ele irradiará o alvo. Foi observado que a intensidade do sinal de resposta do LDR não depende do tempo, um resultado esperado pois não há variação de energia ou intensidade dos fótons. Após o sinal chegar em seu valor máximo, o platô, ele permanece com este valor até ser interrompido o feixe.

Devido ao uso do detector comercial Piranha, foi possível comparar o tempo de exposição medido entre ambos e validar o sensor LDR como um possível medidor de tempo de exposição para as medições no mamógrafo.

MAMÓGRAFO:

Os três valores de produto corrente-tempo escolhidos mostraram que o tempo medido com o sensor LDR e pelo Piranha apresentaram grande proximidade, em média 0,06 segundos de diferença entre os detectores. Após aplicado essa correção de 0,06 segundos, o valor de tempo de exposição medido pelo aparato tem uma variação de menos de 2% em relação ao valor medido pelo Piranha.

TEMPO DE EXPOSIÇÃO 28 kVp - Mo/Mo (10 mm)

mAs	Aparato (s)	*F.C (s)	Novo (s)	**PIRANHA (s)**	Variação
100	0,74	0,06	0,80	**0,79**	1,27%
125	0,92	0,06	0,98	**0,97**	1,03%
160	1,17	0,06	1,23	**1,25**	-1,60%

*Fator de correção - Intervalo de tempo somado ao tempo medido pelo aparato

Tabela 5 - Tempo de exposição medido pelo detector proposto em comparação com o detector Piranha.

Como comentado anteriormente, no caso do mamógrafo, devido às suas condições intrínsecas, o tempo de exposição irá depender do valor de mAs e kVp escolhidos (Tabela 4). Desse modo, não pode ser testado como o sinal varia de acordo com o tempo de exposição, pois a mudança do tempo de exposição implica na mudança da tensão e da corrente.

RAIO-X INDUSTRIAL:

O aumento do tempo de exposição não mostrou significativo impacto na intensidade do sinal do LDR. Há um leve aumento do sinal obtido, porém esse comportamento foi encontrado em diferentes exposições consecutivas do aparato estudado, o que indica ser uma questão intrínseca do LDR ou do circuito e não dos parâmetros de produção do feixe.

É preciso levar em consideração que exposições de diagnóstico dificilmente possuem tempos de exposição tão extensos como os usados. A máquina usada não possui propósito clínico e sua menor unidade de tempo é de 0.1 minutos, ou aproximadamente 6 segundos. A Figura 41 mostra a forma do sinal com os aumentos do tempo de exposição, enquanto a Tabela 6 mostra os respectivos valores das médias destes sinais.

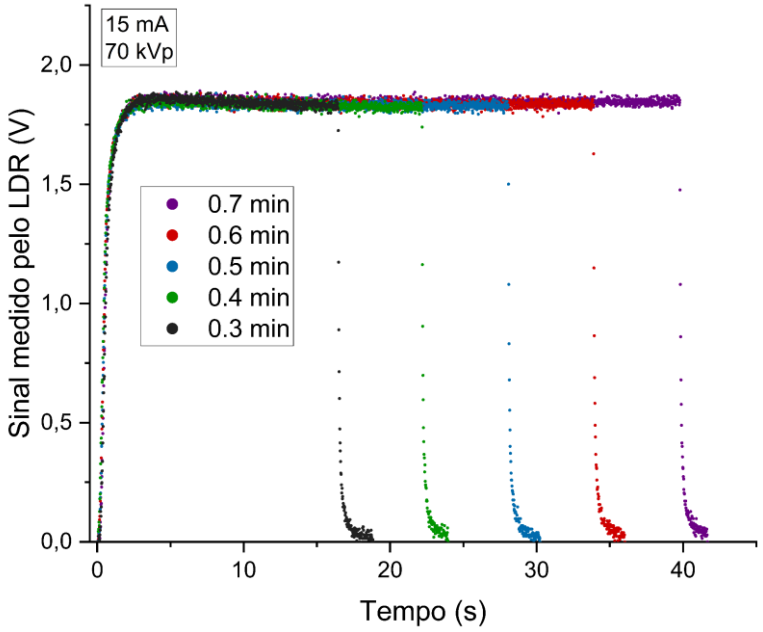

Figura 41 - Avaliação do sinal do LDR para diferentes tempos de exposição no raio X industrial.

Tempo (min)	Sinal (V)	Incerteza (V)
0,3	1,83	0,01
0,4	1,82	0,01
0,5	1,83	0,01
0,6	1,84	0,01
0,7	1,85	0,01

Tabela 6 - Valor médio do sinal de resposta para diferentes tempos de exposição.

Outro ponto a se levar em consideração é o tempo de subida do sinal até seu platô. Foi observado que o tempo de subida no raio X industrial é consideravelmente maior que o do mamógrafo. Não foi realizado um estudo aprofundado sobre esse tempo, contudo com base nos experimentos realizados, se imagina que dependa de características intrínsecas ao sensor LDR e do tempo necessário para o tubo de raio X alcançar seu valor nominal durante a exposição.

5.7. REPETIBILIDADE E REPRODUTIBILIDADE DO SINAL

A repetibilidade de um sinal é o grau de concordância entre os resultados de medições sucessivas de um mesmo mensurando, efetuadas sob mesmas condições de medição, enquanto a reprodutibilidade é o grau de concordância entre os resultados das medições de um mesmo mensurando efetuadas sob condições modificadas de medição (GUM, 2008).

REPETIBILIDADE

Ao se irradiar o aparato sucessivas vezes com a mesma configuração de raios X, percebeu-se que após cada novo disparo do feixe o sinal apresentava um leve aumento em relação à medida anterior. Esse comportamento foi entendido principalmente como um “aquecimento” do sensor, em que se é necessária uma pré-exposição antes de realizar alguma medida. Esse resultado foi observado tanto no mamógrafo como no raio X industrial.

Contudo mesmo com pré-irradiações o padrão de aumento de sinal parece diminuir, mas nunca estabilizar ou zerar. O mesmo comportamento não foi observado nas exposições à luz visível, o que dá a entender que está relacionado a interação da radiação de altas energias (raios X e gama) com a matéria (CdS).

Pôde-se entender que menores distância e maiores correntes e tensões levam a maiores incrementos no sinal. Este comportamento faz sentido uma vez que a intensidade diminui exponencialmente com a distância, o aumento da corrente aumenta a intensidade e o aumento da tensão aumenta a energia das partículas e a quantidade de excitações e ionizações feitas. Além disso, há de se considerar a possibilidade de mudanças no circuito, troca da fonte de alimentação, uso de uma placa integrada e substituição dos componentes, afetem a repetibilidade.

As figuras abaixo mostram o resultado dos testes de repetibilidade em ambos os tubos de raios X.

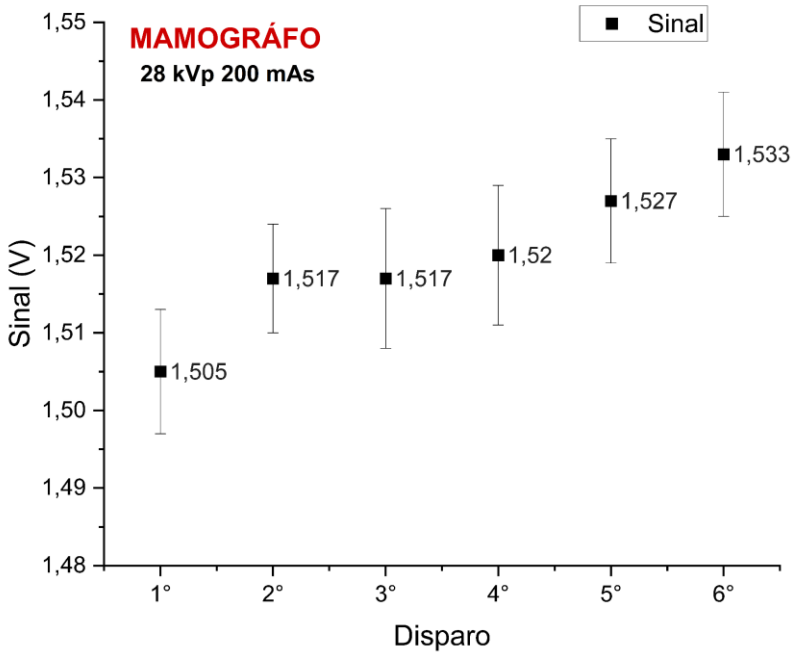

Figura 42 - Avaliação da repetibilidade do sinal do LDR no mamógrafo.

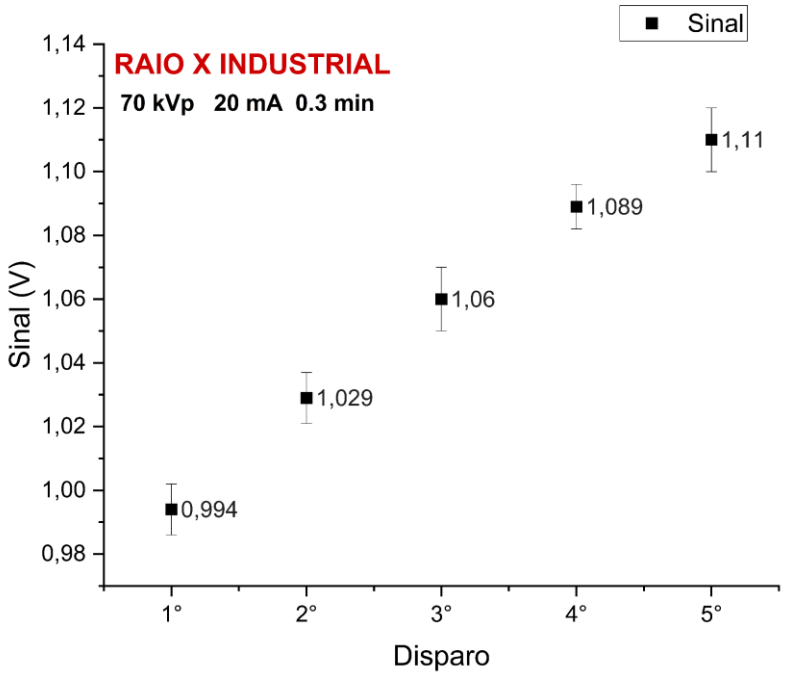

Figura 43 - Avaliação da repetibilidade do sinal do LDR no raio X industrial.

Houve incremento do sinal em ambos os casos, com um aumento mais expressivo no raio X industrial, cerca de 0,11 V (11,7 %), em comparação ao 0,03 V (1,01 %) do mamógrafo. Não foi possível determinar qual o principal fator para esse maior aumento de sinal no raio X industrial. Contudo pode-se presumir que esteja ligado a maior energia e ao tempo de exposição

de quase 18 segundos. A tabela abaixo mostra os resultados dos coeficientes de variação do sinal para cada equipamento.

Raio X	Média (V)	σ (V)	Coef. Variação
Industrial	1,06	0,05	4,51%
Mamográfo	1,52	0,01	0,64%

Tabela 7 - Média dos sinais no teste de repetibilidade para os dois equipamentos de raios X.

Ambos os resultados mostram uma variação de menos de 5%. Contudo, devido ao padrão de comportamento de aumento do sinal em exposições consecutivas, este resultado de coeficiente de variação não pode ser interpretado como garantia de repetibilidade. O que pode se concluir é que o mamógrafo apresenta uma variação menor, o que auxilia em medições consecutivas.

O aparelho ainda não demonstrou uma repetibilidade, sendo necessário um estudo maior na origem do incremento do sinal para poder contornar ou resolver esse problema.

REPRODUTIBILIDADE

A irradiação do aparelho em dias diferentes foi necessária para verificar a reprodutibilidade do sensor. Porém, esse experimento traz uma incerteza de posicionamento que pode alterar significativamente o sinal de resposta. Dessa forma, os experimentos foram realizados de tal maneira que com raio X industrial o detector permaneceu imóvel ao longo dos dias de medição, enquanto com o mamógrafo, em cada experimento houve um novo posicionamento. Detectores profissionais não são tão sensíveis a pequenas variações no posicionamento, mas o detector aqui proposto mostrou que é necessário um protocolo rigoroso para manter a reprodutibilidade do sinal.

Um protocolo de configuração experimental é importante ao se criar um detector de radiação. Quando estabelecido se torna seguro comparar os resultados, pois em ambas as configurações eles estarão a mesma distância do tubo e centralizados. Ter realizado os testes com e sem variações do posicionamento resultou em diferenças significativas no resultado.

No mamógrafo, percebeu-se que uma variação significativa do sinal em cada dia medido. Na época, foi usado a configuração experimental mostrada na Figura 28, uma forma direta de aproximar o detector a saída do tubo. Essa configuração garantia uma mesma altura em relação ao ponto focal, mas não garantia uma centralização, o deixando suscetível a

diferenças pelo efeito anódico. A Tabela 8 mostra os resultados dos três dias e a variação em relação ao resultado do 1° dia.

Variação kV - 200 mAS	07/01/2022		23/05/2022		*Var %	25/07/2022		*Var %
TENSÃO	MÉDIA(V)	σ (V)	MÉDIA(V)	σ (V)		MÉDIA(V)	σ (V)	
24 kV	**0,99**	0,01	**1,31**	0,01	33%	**1,27**	0,01	28%
26 kV	**1,20**	0,01	**1,60**	0,01	33%	**1,52**	0,01	27%
28 kV	**1,39**	0,01	**1,80**	0,01	29%	**1,72**	0,01	24%
30 kV	**1,57**	0,01	**1,96**	0,01	25%	**1,91**	0,01	22%
32 kV	**1,73**	0,01	**2,13**	0,01	23%	**2,07**	0,01	20%
34 kV	**1,88**	0,01	**2,27**	0,01	21%	**2,24**	0,01	19%

** Variação percentual em relação a medida do dia 07/01/22*

Tabela 8 - Teste de reprodutibilidade no mamógrafo.

O resultado mostrou que não houve reprodutibilidade em relação à medida no primeiro dia, porém, houve resultados próximos entre o segundo e o terceiro dia. Contudo, a reprodutibilidade de um teste necessita manter uma estabilidade independente do dia ou operador. Entende-se que provavelmente houve um posicionamento mais similar nesses em dias em comparação ao primeiro teste, que foi usado como base. É interessante notar também a queda da variação percentual com o aumento da tensão, onde pode-se intuir que em energias maiores a maior quantidade de pares elétron-buracos formados no sensor compensa as diferenças de posicionamento.

No raio X industrial, percebeu-se uma diferença significativa dos resultados no segundo e terceiro dia (13/04 e 14/04), e uma alta compatibilidade no quarto dia (17/04) em relação à primeira medida feita no dia 12/04. Como neste experimento o detector foi mantido na mesma posição ao longo dos dias, a diferença de resposta não advém do posicionamento. A tabela abaixo mostra os resultados encontrados.

VARIAÇÃO kV - 15 mA	12/04/2023		13/04/2023		*Var%	14/04/2023		*Var%	17/04/2023		*Var%
TENSÃO	MÉDIA (V)	σ (V)	MÉDIA (V)	σ (V)		MÉDIA (V)	σ (V)		MÉDIA (V)	σ (V)	
35 kV	**0,80**	0,02	**0,91**	0,01	13,5%	**0,94**	0,01	16,6%	**0,83**	0,01	3,4%
45 kV	**1,06**	0,01	**1,16**	0,01	8,8%	**1,19**	0,01	11,4%	**1,07**	0,01	0,9%
55 kV	**1,25**	0,01	**1,35**	0,01	7,8%	**1,38**	0,01	9,9%	**1,27**	0,01	1,1%
65 kV	**1,42**	0,01	**1,51**	0,01	6,4%	**1,53**	0,01	8,1%	**1,42**	0,01	0,3%
75 kV	**1,55**	0,02	**1,63**	0,01	5,6%	**1,65**	0,01	6,9%	**1,54**	0,01	-0,2%

** Variação percentual em relação a medida de 12/04/223*

Tabela 9 - Teste de reprodutibilidade no raio X industrial.

A reprodutibilidade tampouco foi atingida com esse experimento, contudo foi realizada uma descoberta importante. A diferença do sinal nos dias 13/04 e 14/04 são causados pelo comportamento do aumento do sinal com sucessivas exposições, e necessita mais do que 24h para poder retornar ao seu estado "desexcitado". Se for possível contornar essa questão de aumento do sinal e ter um protocolo de experimento bem formulado, o aparelho deverá atender os requisitos mínimos para reprodutibilidade. Acreditamos que sendo o dispositivo montado em um circuito impresso e melhorando a precisão do posicionamento pode-se obter resultados melhores. Esse resultado, no entanto, não inviabiliza o uso do dispositivo como medidor de tempo de exposição.

5.8. CURVA DE CALIBRAÇÃO

As medidas utilizadas para realizar a curva de calibração, bem como suas incertezas, podem ser encontradas no (**ANEXO B - TABELA COMPLETA DA GERAÇÃO DA CURVA DE CALIBRAÇÃO)**.

Como o objetivo foi verificar se as medidas de comparação eram compatíveis com a curva de calibração, decidiu-se plotar apenas as regiões de incertezas das curvas no intuito de auxiliar a visualização do resultado. E sobreposto a essas regiões de incerteza, os 6 valores de tensões escolhidos para avaliar a confiabilidade do teste. Na figura abaixo pode-se ver os dois gráficos obtidos com o teste.

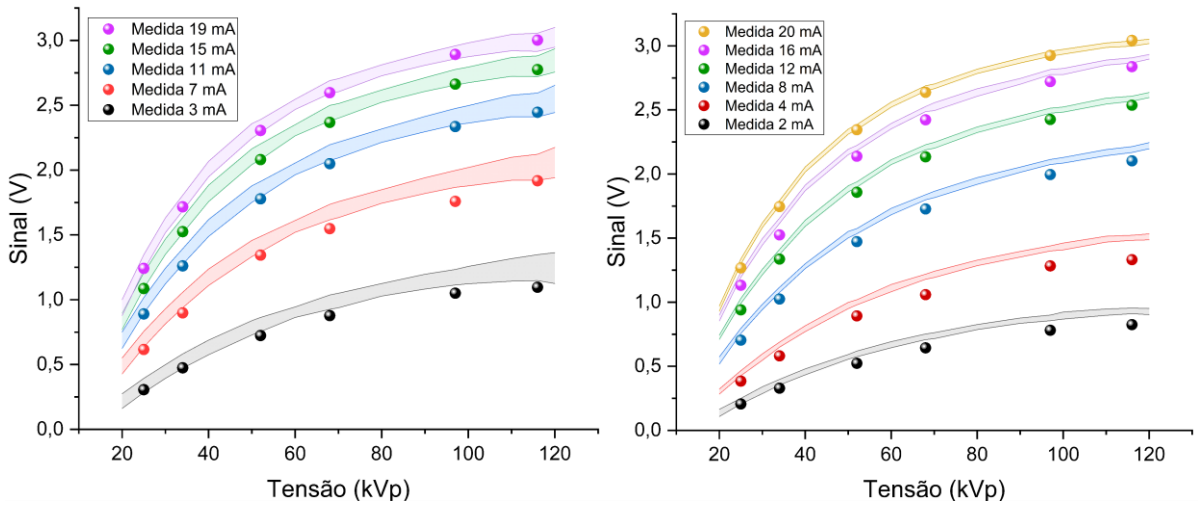

Figura 44 - Avaliação das curvas de calibração para 6 valores de teste. Curvas de correntes ímpares à esquerda e correntes pares a direita.

O principal resultado observado é que as medidas em correntes maiores e tensões menores foram mais compatíveis com as curvas de calibração feitas. Contudo, os gráficos são apenas uma avaliação qualitativa do resultado por uma imagem, sendo ainda necessário uma

avaliação quantitativa. A tabela abaixo mostra a variação percentual do valor obtido através das curvas de calibração para cada medida.

mA/kVp	25 kVp	Variação %	34 kVp	Variação %	52 kVp	Variação %	68 kVp	Variação %	97 kVp	Variação %	116 kVp	Variação %
2	23,8	4,7%	30,9	9,0%	45,2	13,2%	57,0	16,1%	76,0	21,6%	84,5	27,2%
3	24,1	3,5%	31,8	6,5%	46,3	11,0%	58,2	14,4%	76,9	20,7%	83,6	27,9%
4	22,8	8,9%	30,2	11,1%	45,4	12,8%	56,2	17,4%	76,9	20,7%	83,1	28,4%
7	22,9	8,3%	30,8	9,4%	47,7	8,2%	58,9	13,3%	75,3	22,4%	94,7	18,4%
8	23,2	7,2%	31,8	6,5%	48,1	7,5%	61,7	9,2%	84,1	13,3%	98,4	15,2%
11	23,6	5,5%	32,1	5,7%	48,8	6,2%	62,3	8,4%	86,3	11,0%	103,0	11,2%
12	23,6	5,8%	32,6	4,3%	49,4	5,0%	63,2	7,1%	87,6	9,7%	104,4	10,0%
15	23,9	4,5%	32,8	3,4%	49,5	4,8%	63,4	6,8%	89,1	8,2%	109,0	6,0%
16	23,1	7,7%	30,9	9,2%	48,6	6,6%	61,7	9,2%	85,3	12,0%	102,7	11,5%
19	24,2	3,1%	33,3	1,9%	50,6	2,7%	65,1	4,3%	94,2	2,9%	121,9	-5,1%
20	24,1	3,5%	33,4	1,9%	51,2	1,6%	65,9	3,0%	94,6	2,5%	125,7	-8,4%

Tabela 10 – Resultados do teste da curva de calibração com diferentes tensões e correntes.

Os valores marcados em verde foram os que apresentaram uma variação percentual menor ou igual a 5% do valor do teste, exemplificado acima da coluna. Aqueles que não se encaixaram dentro dessa regra foram marcados em vermelho. Como o aparelho ainda está em fase de testes, os valores de 5% eram suficientes para a proposta do estudo, mas caso a pesquisa siga com interesse no uso comercial, é necessário que a variação percentual seja a menor possível, sendo 5% muito alta.

Caso sejam solucionadas as questões que afetam a repetibilidade e reprodutibilidade, mencionadas no tópico anterior, acredita-se que o resultado possa ser vastamente aprimorado, especialmente na região de altas correntes e baixas tensões.

6. CONCLUSÃO

O componente eletrônico usado, LDR, é um material semicondutor bem sensível a radiação eletromagnética na faixa da luz visível. Após a realização dos testes, foi possível mostrar que também possui uma resposta a fótons de raios X, mesmo que em intensidade mais baixa em relação a luz. O baixo custo associado ao LDR o torna um componente interessante para o estudo, uma vez que detectores de radiação, especialmente semicondutores, apresentam custo bem elevados.

O aparato ainda é rudimentar, tendo um circuito e invólucro simples e amador. Por um lado, isso gerou dificuldades de repetição e reprodutibilidade dos testes e experimentos, mas por outro, facilitará a reprodução e criação do aparelho por outros alunos e pesquisadores. Contudo, ainda é possível aperfeiçoar o detector, aumentando sua qualidade enquanto se mantém uma facilidade de reprodução.

Os testes realizados mostraram que o LDR tem um mesmo formato de sinal que independe da variação de parâmetros de produção do feixe ou outros fatores externos. Variar a tensão, corrente ou tempo de exposição irá alterar somente o valor de resposta e o tempo que permanece excitado, sem alterar seu formato. Além disso, observou-se que dado mesmos parâmetros de produção de feixe, diferentes LDR podem ter respostas diferentes. Isso implica que ao se construir um detector será necessário manter o mesmo fotoresistor, sua troca implicará em uma nova calibração.

O LDR se mostrou sensível a mudanças na corrente (mA) e na tensão (kVp), tanto no mamógrafo como no raio X industrial. O aumento de energia ou intensidade do feixe faz com que o fotoresistor tenha um sinal incrementando. Contudo, foi observado que a variação do sinal apresenta um comportamento exponencial. As combinações de corrente, tensão e distância ao feixe irão impactar significativamente o comportamento do sinal, por isso é necessário que seja estabelecido um protocolo de exposição para cada equipamento de raios X que se queira testar.

O aparelho não conseguiu atingir os requisitos mínimos de repetibilidade e reprodutibilidade. O método de produção desconhecido do LDR, sem rastreabilidade, somado às dificuldades de posicionamentos e o aumento do sinal a cada exposição foram os principais responsáveis a impedir de atingir os requisitos mínimos. Contudo, percebe-se que o mamógrafo conseguiu uma melhor repetibilidade quando deixado o detector na mesma posição e esperado tempo suficiente entre cada exposição, alcançando resultados compatíveis. Outra importante

observação é que tanto no mamógrafo quanto no raio X industrial, os resultados obtidos em outros dias eram mais compatíveis entre si do que em relação à primeira medida de referência.

Durante todo o trabalho foi mencionado uma otimização dos resultados e do uso para aparelhos de raios X que operam com tensões menores e correntes altas. Os resultados obtidos após geradas as curvas de calibração confirmaram as suposições, pois a melhor região de operação do LDR foi com tensões até 50 kV e correntes acima de 12 mA. O mamógrafo geralmente opera com tensões até 40 kV e correntes até de 100 mA, ideal para realização de mais testes. É necessário levar em conta a distância do detector até o tubo, se for suficientemente alta o resultado será afetado.

O dispositivo elaborado apresentou-se como promissor medidor de tempo de exposição para os dois equipamentos. No entanto, uma possível aplicação como medidor de tensão se destinaria à equipamentos com feixes de menores energias e maiores intensidades como o de mamografia. Apesar da pouca disponibilidade de literatura a respeito do uso de sensores LDR ou do elemento Sulfeto de Cádmio como sensor de radiação, os resultados adquiridos com o aparato são bem valiosos e inéditos no cenário atual. Em seu estado atual ainda é um protótipo, necessitando de trabalho e aperfeiçoamento antes de se pensar em uso comercial ou didático.

REFERÊNCIAS

- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Protection and Safety in Medical Uses of Ionizing Radiation, IAEA Safety Standards Series No. SSG-46, IAEA, Vienna (2018)

- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Nuclear Medicine Physics, Non-serial Publications, IAEA, Vienna (2015)

- Haraoubia, B. (2018). *Nonlinear electronics 1: nonlinear dipoles, harmonic oscillators and switching circuits*. Elsevier.

- Damulira, E. (2022). Radiation dosimetry in medicine using II-VI semiconductors. Journal of Radiation Research and Applied Sciences, 15(3), 72-82.

- ANVISA. AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Instrução normativa – **IN N° 90**, de 27 de Maio de 2021. Disponível em: < https://www.in.gov.br/en/web/dou/-/instrucao-normativa-in-n-90-de-27-de-maio-de-2021-323020973 > Acessado em: 10 jul. 2023a.

- Frerichs, R. (1950). The Cadmium Sulfide X-Ray Detector. *Journal of Applied Physics*, *21*(4), 312-317.

- Deev IS. The Use of Cadmium Sulphide Photo-Conductors in Radiation Dosimetry. J. Nucl. Energy. Part B React. Technol. 1960; 1, 204–210.

- Choi, I. H., Kim, H. H., Park, J. K., Noh, S. C., Kang, S. S., Choi, H. H., & Nam, S. H. (2011). Characterization of CdS photocells for portable X-ray dosimeters. *Journal of the Korean Physical Society*, *59*(6), 3636-3639.

- Román-Raya J, Ruiz-García I, Escobedo P, Palma A.J, *et al.* Light-Dependent Resistors as Dosimetric Sensors in Radiotherapy. Sensors. 2020; 20, n. 6, p. 11.

- Le Viet, H., Miyamaru, H., & Kojima, T. (2021). Development of compact sensor with CdS photoresistor for high gamma-ray field monitoring. *Applied Radiation and Isotopes*, *172*, 109698.

- Milagres, M. Avaliação da eficiência de sensores LDR na detecção de raios X e sua adequabilidade para a construção de um medidor de kVp usando Arduino [Tese de Conclusão de Curso de Licenciatura em Física]. Petrópolis (RJ): Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca; 2021.

- Vasconcelos ERDS. Detector para raios X usando sensor LDR para mensurar a energia dos fótons emitidos e testar a eficiência de aparelhos hospitalares [Dissertação de

Mestrado em Engenharia Biomédica]. Brasília (DF): Universidade de Brasília, Faculdade Gama; 2014.

- Young, H. D., & Freedman, R. A. (2019). Física 3: Mecânica, ondas, calor e ondas eletromagnéticas (14ª ed.). Pearson.

- Tipler, P. A., & Llewellyn, R. A. (2014). Física Moderna (6ª ed.). Rio de Janeiro: LTC.

- Lima, N. W., Nascimento, M. M., Cavalcanti, C., & Ostermann, F. (2020). Louis de Broglie's wave-particle duality: from textbooks' blackboxes to a chain of reference presentation. Revista Brasileira De Ensino De Física, 42, e20190134.

- Greiner, W. (2000). Quantum mechanics: an introduction (Vol. 1). Springer Science & Business Media.

- Podgorsak, E. B., & Hendee, W. R. (2005). Radiation physics for medical physicists. *Med. Phys*, *33*(1), 249-249.

- Bushberg, J. T., & Boone, J. M. (2011). *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins.

- Tauhata, L., Salati, P. A., Di Prinzio, R., & Di Prinzio, A. R. (2003). *Radioproteção e dosimetria: fundamentos* (p. 254). CBPF.

- Baeyens, A. et al. (2023). Basic Concepts of Radiation Biology. In: Baatout, S. (eds) Radiobiology Textbook. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-031-18810-7_2

- Attix, F. H. (1986). Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. John Wiley & Sons.

- Eisberg, R., & Resnick, R. (1979). Física Quântica: Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos e Partículas, 21a edição. *Editora Campus*.

- Ahmed, S. N. (2007). *Physics and engineering of radiation detection*. Academic Press.

- Knoll, G. F. (2010). *Radiation detection and measurement*. John Wiley & Sons.

- Turner, J. E. (2007). Atoms, radiation, and radiation protection. Wiley-VCH.

- Podgorsak, E. B. (2005). *Radiation oncology physics*.

- Da Silva, Oreci & Rigue, Josué & Carara, (2016). Study of Exchange Bias in Thin Films of NiFe/FeMn (Bilayers) and NiFe/IrMn (Multilayers). 10.13140/RG.2.2.12058.13763.

- Bushong, Stewart C. (1993). Radiologic science for technologists : physics, biology, and protection. St. Louis :Mosby,

- Urban, G. (2016). Jacob Fraden: Handbook of modern sensors: physics, designs, and applications.

- Swart, J. W. (2002). Oficina de microfabricação: projeto e construção de CI's MOS. *Campinas: CCS*.

- Berney Needleman, D. (2014). Optical design guidelines for spectral splitting photovoltaic systems: a sensitivity analysis approach.

- Kittel, C. (2005). Introduction to solid state physics. John Wiley & sons, inc.

- Ashcroft, N. W., & Mermin, N. D. (2022). Solid state physics. Cengage Learning.

- Lutz, G. (2007). Semiconductor radiation detectors (pp. 978-3540716785). Heidelberg: Springer.

- Maraba, D., & Bulur, E. (2017). Design and construction of an automated OSL reader with open source software and hardware. *Radiation Measurements*, *106*, 632-637.

- Mann, W. B., Rytz, A., & Supernal, A. (Eds.). (2012). *Radioactivity measurements: principles and practice*. Elsevier.

- de Miranda, R. M., & Pascholati, E. M. (1997). Determinacão do coeficiente de atenuacão de massa em madeiras e folhas de árvores nativas pela técnica de atenuacão de raios gama. In *Proceeding*.

- Lide, D. R. (Ed.). (2004). *CRC handbook of chemistry and physics* (Vol. 85). CRC press.

ANEXOS

ANEXO A - CÓDIGO DO ARDUINO

```
const int analogInPin = A2; // Pino de entrada analógica ao qual o sensor está conectado

float sensorValue = 0.000; // Valor lido no sensor


void setup() {

 // Inicializa a serial

 Serial.begin(9600);

}


void loop() {

 // Lê o valor analógico e o converte a tensão

 sensorValue = analogRead(analogInPin)*0.0048875;


 // Mostra os resultados no monitor serial

 //Serial.print("Tensao = " );

 Serial.println(sensorValue,4);


 delay(20);

}
```

ANEXO B - TABELA COMPLETA DA GERAÇÃO DA CURVA DE CALIBRAÇÃO

mA/kV	20	Incerteza	30	Incerteza	40	Incerteza	50	Incerteza	60	Incerteza	70	Incerteza	80	Incerteza	90	Incerteza	100	Incerteza	110	Incerteza	120	Incerteza
2	0,14	0,03	0,31	0,03	0,46	0,02	0,57	0,02	0,67	0,02	0,74	0,02	0,81	0,02	0,86	0,02	0,90	0,03	0,92	0,02	0,93	0,02
3	0,22	0,06	0,45	0,05	0,63	0,06	0,78	0,06	0,90	0,04	0,99	0,06	1,08	0,05	1,14	0,06	1,19	0,07	1,23	0,09	1,2	0,1
4	0,30	0,02	0,57	0,02	0,79	0,02	0,97	0,02	1,11	0,03	1,22	0,02	1,31	0,02	1,37	0,02	1,44	0,03	1,49	0,02	1,51	0,02
5	0,36	0,06	0,68	0,06	0,93	0,06	1,12	0,06	1,27	0,04	1,38	0,06	1,48	0,05	1,55	0,06	1,61	0,07	1,67	0,09	1,7	0,1
6	0,42	0,03	0,78	0,03	1,07	0,03	1,27	0,02	1,44	0,02	1,57	0,03	1,67	0,02	1,75	0,02	1,82	0,02	1,88	0,02	1,92	0,02
7	0,49	0,06	0,87	0,06	1,17	0,06	1,40	0,06	1,57	0,05	1,70	0,06	1,80	0,05	1,88	0,06	1,95	0,07	2,01	0,09	2,1	0,1
8	0,55	0,03	0,96	0,02	1,28	0,02	1,53	0,03	1,71	0,03	1,84	0,02	1,95	0,03	2,03	0,02	2,11	0,02	2,17	0,02	2,22	0,02
9	0,60	0,06	1,04	0,06	1,38	0,07	1,62	0,06	1,81	0,05	1,95	0,06	2,06	0,05	2,14	0,06	2,22	0,07	2,28	0,09	2,3	0,1
10	0,64	0,02	1,12	0,02	1,46	0,02	1,72	0,02	1,90	0,02	2,05	0,02	2,16	0,02	2,26	0,03	2,32	0,02	2,39	0,02	2,44	0,02
11	0,69	0,06	1,18	0,06	1,55	0,07	1,82	0,06	2,01	0,05	2,16	0,06	2,27	0,05	2,36	0,06	2,43	0,07	2,49	0,08	2,5	0,1
12	0,73	0,02	1,24	0,02	1,62	0,02	1,88	0,02	2,09	0,02	2,22	0,02	2,35	0,02	2,43	0,02	2,50	0,02	2,57	0,02	2,62	0,02
13	0,77	0,06	1,31	0,06	1,70	0,06	1,97	0,06	2,17	0,04	2,32	0,06	2,43	0,05	2,52	0,06	2,60	0,06	2,66	0,08	2,7	0,1
14	0,79	0,02	1,35	0,02	1,75	0,02	2,03	0,02	2,23	0,02	2,38	0,02	2,49	0,02	2,57	0,02	2,65	0,02	2,70	0,02	2,76	0,02
15	0,83	0,06	1,41	0,06	1,82	0,06	2,10	0,06	2,31	0,04	2,46	0,06	2,57	0,05	2,66	0,05	2,73	0,06	2,80	0,07	2,85	0,09
16	0,88	0,02	1,47	0,03	1,89	0,02	2,17	0,02	2,37	0,02	2,53	0,03	2,64	0,03	2,72	0,02	2,80	0,02	2,87	0,02	2,91	0,02
17	0,89	0,06	1,50	0,06	1,92	0,06	2,21	0,06	2,42	0,04	2,57	0,05	2,68	0,04	2,77	0,05	2,84	0,06	2,90	0,07	2,95	0,08
18	0,93	0,03	1,55	0,02	1,97	0,02	2,27	0,02	2,47	0,02	2,63	0,02	2,74	0,02	2,83	0,02	2,90	0,02	2,96	0,01	3,02	0,02
19	0,94	0,06	1,57	0,06	2,01	0,06	2,30	0,06	2,51	0,04	2,65	0,05	2,77	0,04	2,86	0,05	2,93	0,05	2,98	0,06	3,02	0,08
20	0,95	0,02	1,60	0,02	2,04	0,02	2,33	0,02	2,54	0,02	2,68	0,02	2,80	0,02	2,88	0,02	2,95	0,02	3,01	0,02	3,04	0,02