



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE
MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE MEDICINA**

Sabin Miguel Alves

**Desenvolvimento de dispositivo para avaliação de
parâmetros radiométricos de feixes de radiodiagnóstico**

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Câmpus de Botucatu, como requisito para Exame Geral de Qualificação, nível Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Pesquisa e Desenvolvimento: Biotecnologia Médica.

Orientador: Prof. Associado Dr. Marco Antonio Rodrigues Fernandes

**Botucatu
2023**

Sabin Miguel Alves

Desenvolvimento de dispositivo para avaliação de
parâmetros radiométricos de feixes de radiodiagnóstico

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Câmpus de Botucatu, como requisito para Exame Geral de Qualificação, nível Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Pesquisa e Desenvolvimento: Biotecnologia Médica.

Orientador: Prof. Associado Dr. Marco Antonio Rodrigues Fernandes

Botucatu
2023

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CÂMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: MARIA CAROLINA A. CRUZ E SANTOS-CRB 8/10188

Alves, Sabin Miguel.

Desenvolvimento de dispositivo para avaliação de
parâmetros radiométricos de feixes de radiodiagnóstico /
Sabin Miguel Alves. - Botucatu, 2023

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista
"Júlio de Mesquita Filho", Faculdade de Medicina de
Botucatu

Orientador: Marco Antonio Rodrigues Fernandes
Capes: 30901030

1. Radiação - Dosimetria. 2. Diagnóstico radioscópico.
3. Raios X.

Palavras-chave: Dosimetria; Radiodiagnóstico; Raios X.

A minha esposa Camila.

Agradecimentos

Ao maior de todos os Mestres que desenvolveu e otimizou a vida.

A minha amada **Camila**, meus filhos **Heitor** e **Alícia**.

Ao meu orientador **Prof. Associado Dr. Marco Antônio Rodrigues Fernandes**, que teve paciência e novamente mostrou que a Física deve ser usada para melhorar a qualidade de vida das pessoas.

A Profa. Dra. Luciana Del Rio Pinotti da Faculdade de Medicina Veterinária de Araçatuba (FMVA) da UNESP pela disponibilização dos equipamentos de radiologia e disposição na colaboração desta pesquisa.

A Profa. Titular Dra. Sheila Canavese Rahal da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia (FMVZ) da UNESP de Botucatu pela disponibilização dos equipamentos de radiologia e disposição na colaboração desta pesquisa.

A Profa. Dra. Bianca de Fátima Pinheiro pelos conselhos, sugestões e ajuda com o trabalho.

Ao Prof. Dr. Michel de Campos Vettorato pelo tempo disponibilizado para auxílio nos testes e análises das medidas efetuadas.

Ao Técnico Rodrigo de Miranda Fernandes pela colaboração e auxílio durante as medidas e análises dos parâmetros radiométricos estudados.

A empresa Nucleata Radiometria pela cessão dos instrumentos e equipamentos de dosimetria utilizados nesta pesquisa.

A empresa Cecalvet, Centro Clínico de Análises Laboratorial Veterinário, por ceder o equipamento de Raio X para testes.

Resumo

O trabalho apresenta uma metodologia para desenvolvimento de um dispositivo eletro-eletrônico de medidas de parâmetros radiométricos (kVp, dose e tempo de exposição).

O dispositivo sensor, amplificador, analisador que melhor respondeu às exposições radiológicas realizadas durante os testes foi o elemento sensor do tipo fotodiodo do tipo PIN, modelo BPW34. O elemento sensor foi conectado ao circuito eletrônico do dispositivo através de conector do tipo BNC e cabo apropriado com malha isoestática onde o módulo de encapsulamento foi de alumínio.

O circuito amplificador utilizado foi do tipo OPA 128, devido a sua vantagem quanto a alta imunidade a ruídos externos comuns na instrumentação nuclear. O Trabalho apresenta uma descrição do processo de funcionalidade dos componentes eletrônicos usados na pesquisa, tais como os conceitos de materiais semicondutores e sua interação com a radiação, bem como a eletrônica necessária para projeto e montagem do dispositivo.

Os ensaios para validação da efetividade do uso do dispositivo de medidas de radiações desenvolvido foram realizados em equipamentos de radiologia convencional e equipamentos de radiologia intervencionistas (arco cirúrgico).

Os resultados das medidas efetuados mostraram-se satisfatórios quanto à radiação: sinal incidente e curva resposta para as faixas energéticas disponíveis nos equipamentos de radiologia analisados.

O estudo mostrou que para consolidação da aplicabilidade do dispositivo desenvolvido, e da melhoria da sua *performance*, na rotina dos ensaios de Controle de Qualidade dos parâmetros radiométricos exigidos pelos órgãos fiscalizadores da área das radiações ionizantes, são necessários ajustes de correlações e calibração em função da faixa energética dos feixes de radiações ionizantes analisados.

Palavras-chave: Controle de Qualidade; Dosimetria; Parâmetros Radiométricos; Radiodiagnóstico; Raios X.

Abstract

The paper presents a methodology for developing an electro-electronic device for measuring radiometric parameters (kVp, dose and exposure time).

The sensor, amplifier and analyzer device that best responded to the radiological exposures carried out during the tests was the PIN-type photodiode sensor element, model BPW34. The sensing element was connected to the device's electronic circuit using a BNC connector and an appropriate cable with an isostatic mesh and an aluminum encapsulation module.

The amplifier circuit used was the OPA 128 type, due to its advantage in terms of high immunity to external noise common in nuclear instrumentation. The paper presents a description of the process of functionality of the electronic components used in the research, such as the concepts of semiconductor materials and their interaction with radiation, as well as the electronics needed to design and assemble the device.

Tests to validate the effectiveness of using the radiation measurement device developed were carried out on conventional radiology equipment and interventional radiology equipment (surgical arc).

The results of the measurements were satisfactory in terms of the relationship between the incident signal and the response curve for the energy ranges available in the radiology equipment analyzed.

The study showed that in order to consolidate the applicability of the device developed, and to improve its performance, in the routine of Quality Control tests of the radiometric parameters required by the supervisory bodies of the area of ionizing radiations, correlation adjustments and calibration are necessary according to the energy range of the ionising radiation beams analyzed.

Keywords: X-rays; Radiometric Parameters; dosimetry.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: A primeira radiografia.....	11
Figura 2: Diagrama de bandas de um semiconductor intrínseco	18
Figura 3: Diagrama de um fotodiodo PIN.	22
Figura 4: Fotodiodo BPW34.	22
Figura 5: Diagrama de configuração de um A.O.	23
Figura 6: Amplificador Operacional LM358 e diagrama de terminais.....	24
Figura 7: As três etapas do projeto separadas	26
Figura 8: Componentes do sistema detector/analizador	26
Figura 9: Amplificador Operacional OPA 128.	27
Figura 10: Circuito Amplificador.	28
Figura 11: Equipamentos usados durante teste.....	31
Figura 12: Cabeçote emissor de raios X e Sensor.....	32
Figura 13: Arranjo experimental de testes	33
Figura 14: Curva negativa com tempo de 300ms no osciloscópio.	34
Figura 15: Equipamento arco cirúrgico instalado no CEMPAS da FMVZ e usado neste trabalho.....	35
Figura 16: Curva pulsada característica captada no osciloscópio	36
Figura 17: Montagem para experimento n°3	42
Figura 18: Técnica utilizada durante experimento n°4	44

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Valores nominais e medidos obtidos durante o Experimento nº 01:.....	36
Tabela 2: Valores nominais e medidos obtidos durante o Experimento nº 02:.....	40
Tabela 3: Valores nominais e medidos obtidos durante o Experimento nº 03:.....	43
Tabela 4: Valores nominais e medidos obtidos durante o Experimento nº 04:.....	44

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Tempo Nominal versus Tempo medido no osciloscópio.....	39
Gráfico 2: kVp Nominal versus Tensão na saída do amplificador.....	39
Gráfico 3: Tempo Nominal versus Tempo medido no dispositivo.....	41
Gráfico 4: Tempo Nominal versus Tempo medido no dispositivo.....	41

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
1.1 Objetivos.....	10
1.2 Justificativa.....	10
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	11
2.1 Breve Histórico sobre raios X.....	11
2.2 Primeiros efeitos nocivos dos raios X	12
2.3 Aplicações dos raios X na medicina e sua legislação	12
2.4 Programa de qualidade em raios X convencionais	14
2.5 Equipamentos usados em controle de qualidade de aparelhos de raios X	15
2.5.1 Detectores de Radiação	15
2.5.2 Fatores determinantes para a escolha de um detector.....	16
2.6 Origem dos materiais semicondutores	17
2.6.1 Bandas de energia.....	18
2.6.2 Buracos ou vacâncias.....	18
2.6.3 Impurezas	19
2.6.4 Junção PN	20
2.7 Fotodiodo	20
2.8 Eficiência Quântica.....	21
2.9 Fotodiodo tipo PIN.....	21
2.10 Amplificadores Operacionais	22
2.11 Microcontroladores.....	24
3. MATERIAIS E MÉTODOS	25
3.1 – Componentes do sistema sensor/detector	26
3.2 – Estudo do Algoritmo de Análise dos Sinais	29
3.3 - Ensaio/Experimentos Radiométricos Realizados	30
3.3.1 Ensaio/Experimento Radiométrico nº 01:.....	30
3.3.2 Ensaio/Experimento Radiométrico nº 02:.....	34
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES:	36
5. CONCLUSÕES.....	45
6.REFERÊNCIAS.....	46

1. INTRODUÇÃO

O aumento do uso das radiações ionizantes na medicina como principal instrumento de diagnóstico, nos mais variados tipos de doenças, fez com que agências reguladoras internacionais e nacionais tomassem medidas para estabelecer critérios para uso, armazenamento e posse de fontes de radiação, assim, controlando o risco de exposições desnecessárias da população e ocupacionais (CNEN, 2014; CNEN, 2012).

Mais recentemente, a ANVISA promulgou a Resolução RDC nº 611, de 09/03/2022, incluindo novos testes para o programa de controle de qualidade (TCQ) que devem ser realizados periodicamente nos equipamentos de radiologia, além de inserir no rol de equipamentos de diagnóstico por imagem que necessitam da execução dos TCQs, os equipamentos de ressonância magnética e ultrassonografia (BRASIL, 2019).

Os dispositivos de medição utilizados na rotina dos trabalhos de radiometria e controle de qualidade, na sua grande maioria, são importados e de custo elevado. Além disso, os fabricantes não fornecem as informações necessárias para a manutenção destes equipamentos, os quais, quando apresentam defeitos, são descartados inviabilizando a continuidade dos trabalhos (ALVES, 2013).

O preço alto destes dispositivos encarecem os serviços de radioagnóstico na realização dos testes do controle de qualidade dos feixes de radiação, assim, serviços de saúde, como pequenos postos em regiões de difícil acesso, ficam impossibilitados de possuírem um serviço de diagnóstico por raios X, muitas vezes por escassos recursos, tanto para adquirir os aparelhos como também na sua manutenção (ALVES, 2013).

A adoção de um programa de qualidade de imagem de raios X se torna importante para que, com o mínimo de radiação possível, se obtenha uma imagem que permita um diagnóstico preciso (HUPE, 2011). O objetivo principal do radiodiagnóstico é ser uma ferramenta de diagnóstico exato sobre a doença, e uma imagem de qualidade ruim faz com que o radiodiagnóstico fique desacreditado (DIXON, 2003; NAGEL, 2000).

O presente trabalho pretende desenvolver um dispositivo detector de radiação eletroeletrônico microprocessado capaz de analisar o comportamento dos parâmetros radiométricos dos feixes de radiação usados no radiodiagnóstico. Através do dispositivo a ser desenvolvido será possível avaliar a qualidade na geração da

radiação X em uma única exposição por meio dos parâmetros: tensão aplicada no tubo, tempo de exposição, dose e taxa de dose de radiação.

1.1 Objetivos

Estudar o comportamento dos parâmetros radiométricos (energia, tempo de exposição, dose de radiação, taxa de dose) de feixes de raios X usados na radiologia médica.

Analisar as características e condições de respostas de instrumentos de medidas e avaliação de feixes de raios X comumente usados na rotina dos serviços de radiometria.

Desenvolver um dispositivo eletroeletrônico capaz de detectar, processar e indicar os parâmetros radiométricos de feixes de raios X em um display, que seja constituído por componentes nacionais, de fácil manuseio e custo inferior aos preços praticados no mercado.

1.2 Justificativa

Os dispositivos de medição utilizados na rotina dos trabalhos de radiometria e controle de qualidade, na sua grande maioria, são importados e de custo elevado. Além disto, os fabricantes não fornecem as informações necessárias para a manutenção destes equipamentos, os quais, quando apresentam defeitos, são descartados inviabilizando a continuidade dos trabalhos.

O alto custo destes dispositivos, encarece os serviços de radioagnóstico na realização dos testes de controle de qualidade dos feixes de radiação, assim, serviços de Saúde como pequenos postos em regiões de difícil acesso ficam impossibilitados de possuírem um serviço de diagnóstico por raios X, muitas vezes por escassos recursos tanto para adquirir os aparelhos, como também na sua manutenção.

O estudo de novas tecnologias, com materiais nacionais, podem facilitar o acesso e possibilitar alternativas para baixar custos de dispositivos de medição utilizados nos procedimentos de radiometria.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Breve Histórico sobre raios X

Em 8 de Novembro de 1895, Wilhelm Conrad Roentgen descobriu os raios X quando estava trabalhando com uma válvula de Hittorf (variação de tubo de Cookes) no interior da qual havia sido feito vácuo (ÁLVARES, 2009).

Em 22 de Dezembro de 1895, Roentgen realiza a primeira radiografia, da mão de Anna Bertha Ludwig Roentgen, vista na figura 1, sua esposa. No dia 28 de Dezembro de 1895, ele anunciou ao mundo a sua descoberta. Em 1900, já havia exames fisiológicos usando raios X. Em 1901, Rontgen ganhou prêmio Nobel de física pela sua descoberta.

Figura 1: A primeira radiografia.



Fonte: Escolainterativa, 2013.

A primeira máquina de raios X do Brasil foi instalada na cidade de Formiga (MG), em 1898, apenas três anos após a descoberta, pelo Dr. José Carlos F. Pires (ÁLVARES, 2009).

O primeiro aparelho de raios X odontológico só veio em 1913, para o Dr. Antonio Lima Neto, e quem a fez funcionar foi o Dr. Carlos Newlands, que também foi o primeiro a proferir uma conferência de radiologia na Associação Brasileira de Cirurgiões Dentistas (ÁLVARES, 2009).

2.2 Primeiros efeitos nocivos dos raios X

O primeiro informe dos efeitos nocivos dos raios X foi anunciado pelo radiologista do fabricante de tubos a vácuo de Chicago (EUA), Emil Hermann Grubbé, em 1896, pois ele foi diagnosticado com uma dermatite provocada pelo excesso de exposição à radiação (FREITAS; ROSA; SOUSA, 2004).

Os danos causados pelos raios X vêm de sua capacidade ionizante, que, em alta dose, transfere sua energia ao tecido, provocando destruição da célula e consequente morte do tecido, podendo provocar também alterações genéticas nas células, fazendo com que se reproduzam com defeito, surgindo assim um câncer ou doenças no sangue e mutações genéticas.

Após administrar incontáveis radiografias sem nenhuma proteção, os efeitos deletérios da radiação começaram a aparecer. Kells perdeu, inicialmente, um dedo da mão esquerda, um segundo e um terceiro, logo a seguir, até, finalmente, perder sua mão esquerda. Mais tarde, perdeu também o braço esquerdo, que teve de ser amputado. Apesar desta terrível perda, continuou a praticar a odontologia. Desenhou vários instrumentos que lhe permitiram trabalhar somente com uma mão. Porém, com o passar dos anos, sua mão direita também foi afetada pela radiação. Sua batalha de 20 anos contra os efeitos adversos, após agonizantes dores e 42 cirurgias e enxertos de pele, chegou ao fim com o seu suicídio (MARTINS, 2005). Já Wilhelm Conrad Röntgen faleceu em 10 de fevereiro de 1923, na cidade de Munich, vitimado por um tumor maligno no duodeno, possivelmente, devido à grande quantidade de radiação recebida nesta região, quando de seus estudos com os raios X (FREITAS; ROSA; SOUSA, 2004).

2.3 Aplicações dos raios X na medicina e sua legislação

O uso de radiações ionizantes vem crescendo significativamente nos mais diversos ramos de atividades. Logo após a sua descoberta, em 1895, os raios X já se mostraram um grande aliado das ciências médicas, tendo importantes funções terapêuticas, característica que lhe permite êxito na utilização em tratamento de neoplasias (SALVAJOLI, 2013).

O parâmetro kVp expressa a diferença de potencial aplicadas nos pólos do tubo e são responsáveis por acelerar os elétrons que sai do filamento aumentando ou diminuindo o poder de penetração dos raios X, por isso a sua influência no contraste

da imagem, ele determina a energia ou a capacidade de penetração do feixe primário. O parâmetro dose (mA) é a corrente do tubo, que representa a quantidade de radiação, junto com o tempo (mAs) afeta a densidade radiográfica da imagem, que pode ser descrita como o grau de enegrecimento da mesma (BUSHONG, 2010).

Nesse aspecto, a adoção de um programa de qualidade de imagem de raios X se torna importante para que com o mínimo de radiação possível obtenha uma imagem que permita um diagnóstico preciso. O objetivo principal da radiologia é ser uma ferramenta de diagnóstico exato sobre a doença, e uma imagem de qualidade ruim pode levar ao diagnóstico errado ou a repetição do exame, assim uma maior dose no paciente.

No Brasil, a Portaria da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde nº 453/98, de 01/06/1998, foi estabelecida visando justamente o controle do uso e manipulação de fontes de radiações ionizantes, impondo diretrizes referentes à questão da radiação ionizante nos serviços de saúde, regulamentando as ações e procedimentos que visem minimizar os riscos decorrentes da exposição à radiação tanto de trabalhadores e pacientes quanto do público em geral, na realização de tratamentos e exames médicos e odontológicos. Para isso, a Portaria tinha como princípios a justificação do uso da radiação, a otimização dos procedimentos em aparelhos e centros de exames e o princípio da limitação da dose individual (BRASIL, 1998) (HENRIQUE, 2020).

No ano de 2019, a ANVISA promulgou a Resolução RDC nº 330, de 20/12/2019, a qual revoga a Portaria nº 453/1998, incluindo novos testes para o programa de controle de qualidade (TCQ) que devem ser realizados periodicamente nos equipamentos de radiologia, além de inserir no rol de equipamentos de diagnóstico por imagem, que necessitam da execução dos TCQs, os equipamentos de ressonância magnética e ultrassonografia (BRASIL, 2019).

A ANVISA, através da Resolução RDC nº 440, de 18/11/2020, alterou a RDC nº 330/2019, e definiu novos parâmetros técnicos para os testes de controle de qualidade de feixes de radiodiagnóstico (BRASIL, 2020).

E por último, a ANVISA, através da Resolução RDC nº 611, de 09/03/2022, alterou esta RDC nº 440, de 18/11/2020, e definiu novos parâmetros técnicos para os testes de controle de qualidade de feixes de radiodiagnóstico (BRASIL, 2020). Esta surgiu da necessidade da incorporação de diversas tecnologias, como a radiologia digital, a teleradiologia e os serviços em unidades móveis. Além da atualização de

radioproteção, foram adicionados também itens para a melhoria da educação e do controle da qualidade das imagens (BRASIL, 2022).

Esta portaria tem por objetivo:

- Baixar diretrizes para a proteção da população dos possíveis efeitos indevidos inerentes à utilização dos raios X diagnósticos, visando minimizar os riscos e maximizar os benefícios desta prática.
- Estabelecer parâmetros e regulamentar ações para o controle das exposições médicas, ocupacionais e do público, decorrentes da prática com raios X diagnósticos.
- Estabelecer requisitos para o licenciamento e a fiscalização dos serviços que realizam procedimentos radiológicos médicos e odontológicos.

Aplicação:

- Aos que comercializam equipamentos de raios X.
- Aos prestadores de serviço que utilizam de diagnóstico por raios X.
- As atividades de pesquisa e ensino que utilizam raios X.

Os princípios básicos que regem este Regulamento são:

- Justificação da prática e das exposições médicas individuais.
- Otimização da proteção radiológica.
- Limitação de doses individuais.
- Prevenção de acidentes.

2.4 Programa de Controle de Qualidade em raios X convencionais

O programa de garantia de qualidade é composto de testes que visam obter procedimentos operacionais e dados de funcionamento da máquina e comparar com padrões de medidas estabelecidos na legislação (BRASIL, 2005).

Os testes realizados visam analisar o desempenho dos parâmetros radiométricos dos feixes de radiações ionizantes, tais como:

- Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo (kVp).
- Reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar.

- Rendimento do tubo de raios X.
- Exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição.
- Camada semirredutora.
- Dose de entrada na pele.
- Teste de fuga de cabeçote.
- Sistema de colimação e alinhamento do eixo central de feixes de raios X.
- Ponto focal.
- Alinhamento de grade.

Os valores de aceitação e conformidade dos testes seguem o disposto no anexo 1 da instrução Normativa - IN nº 90, de 27 de maio de 2021 da ANVISA. Para este trabalho, analisou-se a resposta do dispositivo desenvolvido em relação às medidas da exatidão e reprodutibilidade de tensão do tubo e do tempo de exposição da radiação.

Os níveis de tolerância (aceitação) dos parâmetros medidos estão descritos nas Instruções Normativas (IN's) das citadas Resoluções da ANVISA.

2.5 Equipamentos usados em programa de controle de qualidade de aparelhos de raios X

2.5.1 Detectores de Radiação

Detector de radiação é um dispositivo que, colocado em um meio onde exista um campo de radiação, seja capaz de indicar a sua presença (PONTES, A. N).

Para que um dispositivo seja classificado como um detector apropriado, é necessário que, além de ser adequado para a medição do mensurando, apresente nas suas sequências de medição algumas características, tais como:

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

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

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

Exatidão, grau de concordância dos resultados com o “valor verdadeiro” ou valor de referência a ser determinado.

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

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

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

Quando se estabelecem as condições de medição, incluem-se a manutenção do mesmo método, procedimento experimental, instrumento, condições de operação, local, condições ambientais e a repetição em curto período de tempo (DI PRINZIO, 2014).

2.5.2 Fatores determinantes para a escolha de um detector

Tipo de radiação: O modo como as radiações interagem com a matéria influencia diretamente na escolha do detector. Geralmente, um detector que é eficiente na medida de um determinado tipo de radiação pode ser inadequado para medir um outro (DI PRINZIO, 2014).

Intervalo de tempo de interesse: Em alguns casos pode-se precisar medir a radiação em um intervalo de tempo curto o suficiente para poder ser aproximado para uma medição instantânea. Nestes casos, são utilizados detectores ativos para medir a taxa de dose, como os detectores a gás, cintilômetros e os detectores semicondutores. Em outros casos, pode-se precisar medir a dose de radiação acumulada durante um período de dias ou semanas, caso em que são utilizados detectores passivos. Estes, registram a dose acumulada em um período e podem ser processados posteriormente. Detectores passivos incluem as emulsões fotográficas e os detectores termoluminescentes (DI PRINZIO, 2014).

Condições de trabalho: Quando se trata de detectar radiação, temos que levar em consideração a sensibilidade e a resistência do detector. O detector utilizado em trabalho de campo precisa ter uma certa robustez, portabilidade e autonomia diferente dos detectores utilizados em clínicas e laboratórios. Detectores muito sensíveis a choque mecânico ou que possuem grande sensibilidade a fatores climáticos, não podem ser utilizados para medição em unidades móveis (DI PRINZIO, 2014).

Tipo de informação desejada: Conforme a finalidade do detector, pode-se precisar apenas do número de contagens ou da energia das partículas (ou fótons) emitidas pela fonte de radiação. Em outros casos, pode ser de interesse, por exemplo, a dose absorvida ou a distribuição de energia. Para se obter a informação desejada é preciso escolher o detector mais adequado para a operação em questão (DI PRINZIO, 2014).

Características operacionais e custo: Alguns fatores importantes na escolha do detector são: a facilidade de operação, facilidade e disponibilidade de manutenção e, finalmente, o custo do detector (DI PRINZIO, 2014).

Eficiência de um detector: A eficiência é um reflexo da interação da radiação com o volume sensível do detector, se ocorrer maior interação, diretamente implica em uma maior eficiência (OKUNO; YOSHIMURA, 2013).

2.6 Origem dos materiais semicondutores

Materiais Semicondutores são aqueles que a sua resistência varia entre os condutores ($\rho = 10^{-8} \Omega\text{m}$) e a dos isolantes ($\rho = 10^{-20} \Omega\text{m}$) e, dependendo de a estrutura cristalina, permite ou não o movimento dos elétrons dentro do cristal. Deve-se a Michael Faraday os primeiros estudos sobre materiais semicondutores, ao realizar testes com Sulfeto de Prata, percebeu que a sua resistência variava de um condutor pobre na temperatura ambiente para a mesma condução dos metais quando a 175°C . Os primeiros trabalhos quantitativos foram feitos por Johann Wilhelm Hittorf na Universidade de Munster (Alemanha) e publicados em 1851 que estudou a condutividade do Sulfeto de Cobre e do Sulfeto de Prata utilizando tubos de raios catódicos e comparando a resistência das amostras com a resistência da Platina (BRUM, J.A, 2023).

Em 1873, Willoughby Smith descobriu a fotocondutividade do Selênio (Se) quando trabalhava com cabos submarinos e ao testar resistores de alta confiabilidade, observou que a resistência do selênio caía drasticamente com a presença de luz.

Na época, acreditava-se que o selênio era um metal, mas hoje sabe-se que é na verdade um semicondutor, com estrutura cristalina trigonal e gap de $1,74 \text{ eV}$ (INFRARED TRAINING INSTITUTE, c2019)

2.6.1 Bandas de energia

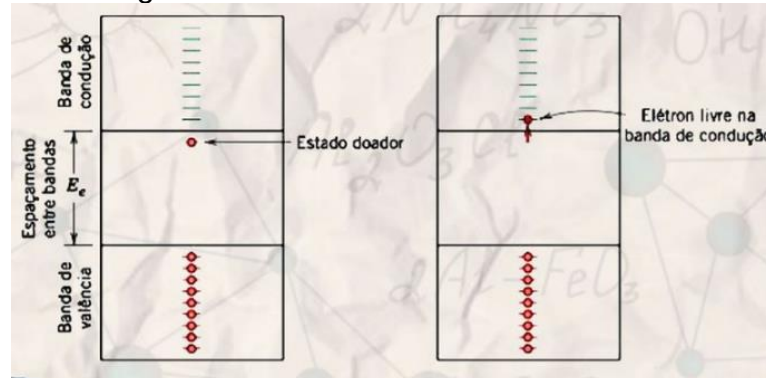
O conceito de bandas de energia surgiu em 1928, pelo físico suíço Felik Bloch (1905-1983) em sua tese de doutorado (BASSALO, 1992).

Quando os átomos se agrupam nos sólidos, seus níveis de energia externos se superpõem e formam bandas. Assim, no zero absoluto, os isolantes e condutores possuem bandas de Valência completamente preenchida, separada por uma banda proibida e de uma banda de condução vazia (PAGAN, 2023).

Em materiais como o Germânio e o Silício, em temperaturas muito baixas, os elétrons não conseguem saltar da banda de valência preenchida para a banda de condução, assim tornando estes materiais isolantes, mas, em temperatura ambiente, a largura E_g da banda proibida que separa a banda de valência da banda de condução é pequena em comparação à largura de 5 eV ou mais dos isolantes. Para o silício é de 1,42 eV e para o germânio, 0,67 eV (REGO, 2020).

Assim, na temperatura ambiente, há um número substancial de elétrons que precisam ganhar pouca energia para conseguir pular a banda proibida e chegar à banda de condução, onde se separam dos átomos e podem mover-se livremente no cristal. Essa energia necessária para o elétron mudar de banda é chamada de energia de gap. Podemos ver, na figura 2, as regiões citadas (THIEL, 1999).

Figura 2: Diagrama de bandas de um semiconductor intrínseco



Fonte: <https://www.jornalamateria.ufscar.br/news/explicando-a-materia-semicondutores>, 2023

2.6.2 Buracos ou vacâncias

Quando um elétron é removido de uma ligação covalente, deixa uma vacância em seu lugar. Um elétron de um átomo vizinho pode se deslocar para essa vacância, assim deixando outro átomo e assim por diante. Havendo um “transporte” de

vacâncias se deslocando através do cristal, teremos um transporte adicional da corrente elétrica.

Em um semicondutor puro (“intrínseco”), o número de vacâncias é igual ao número de elétrons na banda de condução. Quando aplicamos um campo elétrico, excitamos estes elétrons para que se movam à camada de condução, e as lacunas sendo preenchidas por elétrons vizinhos se movem em sentido contrário. Assim, um buraco na banda de valência se movendo se comporta como uma carga positiva, embora as cargas que realmente se deslocam sejam elétrons (negativa) (THIEL, 1999)

2.6.3 Impurezas

Quando intrínseco, os pares de elétrons distintos se combinam, formando a ligação covalente em uma estrutura cristalina homogênea, não havendo elétrons livres suficientes em um semicondutor intrínseco para produzir uma corrente elétrica utilizável, foram desenvolvidas técnicas de adição das impurezas que mudam as propriedades dos semicondutores (RESENDE, 2013).

Se elementos do grupo V da tabela periódica, como o antimônio ou arsênio, que possuem 5 elétrons de valência, forem adicionando ao silício na sua estrutura cristalina, 4 dos 5 elétrons irão se comportar como se fossem os de valência, e um irá para o nível de condução deixando uma carga livre aproximadamente igual a $+e$ (THIEL, 1999).

O nível de energia deste quinto elétron é 0,01 eV abaixo do limite inferior da banda de condução (dentro da banda proibida) e é um nível conhecido como nível doador (condições ideais de baixa temperatura). Na temperatura ambiente, a energia se encontra aproximadamente igual a 0,028 eV, ficando ainda mais fácil para os elétrons ganharem energia suficiente para pularem do nível doador para a banda de condução na qual eles permanecem livres e deslocam livremente no material (THIEL, 1999).

Nesta situação, a condução é produzida pelo movimento de cargas negativas (elétrons) denominando semicondutor do tipo N. Efeito semelhante se adicionarmos átomos do grupo 3, como o gálio ou alumínio, como impureza no germânio, um átomo tende a formar 4 ligações, mas só tem três elétrons na última camada, então a

combinação empresta um elétron deixando o átomo vizinho com um buraco e assim por diante (THIEL, 1999).

O elétron emprestado ocupa um nível de energia pouco acima do limite superior da banda de valência, a condutividade é produzida por movimentos de cargas positivas (vacâncias ou buracos), denominado assim semicondutor do tipo P (THIEL, 1999).

2.6.4 Junção P-N

Para a maioria das aplicações, os materiais semicondutores são unidos em junções de materiais tipo P e tipo N, recebendo o nome de diodo semicondutor (BOYLESTAD, 2004).

Um diodo é composto por uma seção de material tipo P ligado a uma seção tipo N. Essa combinação conduz eletricidade em apenas um sentido, devido ao mecanismo de condutividade nas duas regiões. Se conectarmos diretamente uma tensão em um diodo positivo com o terminal da junção P e um negativo ao terminal da junção N, o potencial da região P será mais elevado que na região N, e o campo elétrico apontará no sentido de P para N, os Buracos ou Vacâncias que são maioria na região P, deslocam para a região N, e os elétrons que são maioria na região N se deslocam para a região P, assim formam uma corrente no sentido direto do material semicondutor (BOYLESTAD, 2004).

Quando conectamos inversamente um diodo negativo no terminal da junção P e positivo no terminal da junção N, o campo formado na junção irá empurrar os elétrons da região P para N, mas existem muitos poucos elétrons na região P para combinar com as vacâncias da região N e muito poucos buracos na região N para se combinar com os elétrons da região P, e a corrente formada será quase nula (BOYLESTAD, 2004).

2.7 Fotodiodo

Os primeiros estudos sobre fotodiodos começaram na década de 1950. A tecnologia avançou rápido e, em 1970, já existiam fotodiodos de Silício para detecção de radiação no infravermelho.

Fotodiodos são detectores baseados em junção PN, produzem pares elétrons-buracos quando atingidos por fótons com energia maior que a banda proibida do cristal que se separam devido à influência do campo elétrico presente na própria junção. Com esse movimento, surge uma corrente no sentido N-P (YAO, 2023).

O valor desta corrente é proporcional à potência óptica incidente, e, ao fluir através de uma resistência de carga, produz uma tensão com o mesmo formato do sinal de modulação da luz (YAO, 2023).

2.8 Eficiência Quântica

Os elétrons formadores da fotocorrente se originam de locais distintos, alguns gerados dentro da região de carga espacial e são separados pelo campo elétrico da barreira de potencial e da polarização reversa, outros surgem de dentro do percurso de difusão dos portadores que se limita pela distância média que um elétron percorre antes de se combinar com uma lacuna. (YAO, 2023)

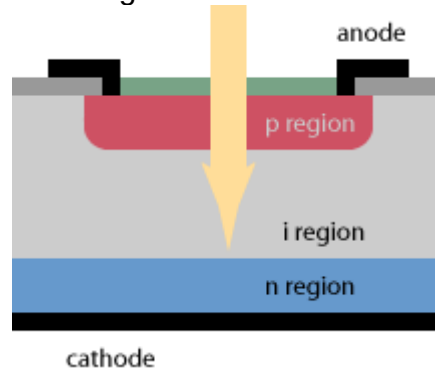
Eficiência Quântica (η) é o parâmetro que quantifica o número de elétrons liberados com a quantidade de fótons que penetra no material por unidade de tempo.

Um fotodiodo deve ter características que permitem a absorção nos mais variados valores de comprimento de onda que os fótons atingem na superfície do cristal, pois fótons de menores comprimentos de onda possuem maior energia e são absorvidas logo que penetram no cristal. Fótons de maior comprimento de onda possuem menor quantidade de energia e demoram mais para serem absorvidos (YAO, 2023).

2.9 Fotodiodo tipo PIN

A primeira versão desse dispositivo foi desenvolvida em 1963, o fotodiodo PIN caracterizado principalmente por ter uma camada de cristal semiconductor intrínseco (I, sem dopagem) entre as regiões P e N do diodo convencional, facilitando a resposta a frequências mais elevadas devido a redução da capacitância parasita na junção. Esta camada intrínseca possui maior espessura comparada às regiões P e N, absorvendo a maior parte da energia justamente na região de mais alto campo elétrico. na figura 3, uma representação do fotodiodo PIN e suas camadas (YAO, 2023).

Figura 3: Diagrama de um fotodiodo PIN.



Fonte: www.fiberoptics4sale, 2013.

Diodos PIN como mostrado na figura 4 são utilizados em tomógrafos computadorizados, espectrofotômetros e pesquisas também os indicam como uma forma acessível economicamente na detecção de radiação ionizantes, quando comparado às câmaras de ionização que possuem maior custo e maior sensibilidade mecanicamente (DI PRINZIO, 2014).

Figura 4: Fotodiodo PIN BPW34.



Fonte: Wishaysemiconductors, 2013.

2.10 Amplificadores Operacionais

O Amplificador Operacional (A.O.) é um amplificador multiestágio com entrada diferencial, cujas características se aproximam de um amplificador ideal (CIPELLI, 2007).

Os primeiros amplificadores operacionais foram desenvolvidos no início da década de 1940 a partir de componentes discretos, válvulas e resistores. No final da década de 1960, o primeiro A.O em circuito integrado (μ A702) passou a ser

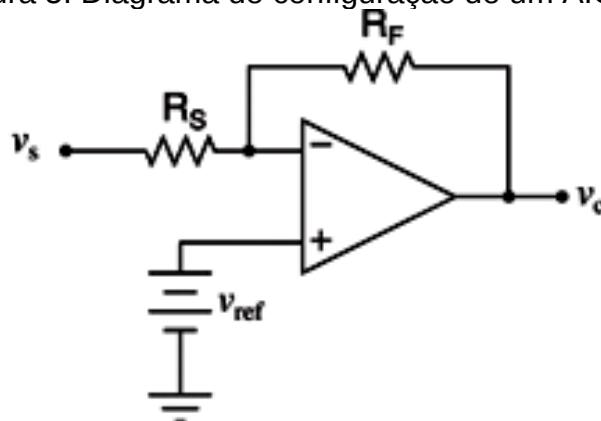
comercializado, e com a evolução da tecnologia aliada à sua versatilidade, fez dele o elemento principal em muitos equipamentos que realizavam cálculos ou mesmo em tratamento de sinal em sensoriamento e aquisição de dados (CIPELLI, 2007).

Um Amplificador Operacional ideal deve possuir as seguintes características:

- Impedância de entrada infinita;
- Impedância de saída nula;
- Ganho infinito;
- Tensão de saída nula.

Em sua configuração mais comum, chamado modo em malha fechada com realimentação negativa, como na figura 5, é normal o A.O atingir ganho de centenas ou mesmo milhares de vezes. Neste caso, a saída é obtida pelo produto da entrada pelo fator de ganho constante formado pelo resistor R_s e o resistor de realimentação R_f . (CIPELLI, 2007).

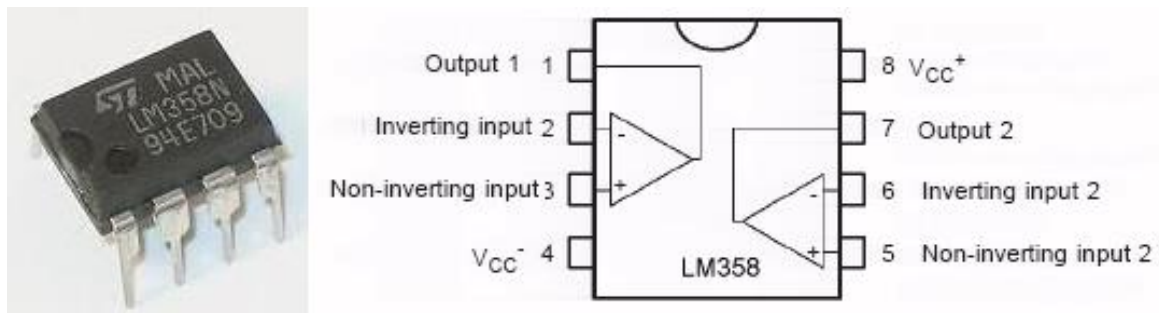
Figura 5: Diagrama de configuração de um A.O.



Fonte: sabereletronica, 2013.

Na prática; o A.O real não é ideal, parâmetros como impedância de entrada e de saída tem valores próximos do ideal, mas ainda assim, em algumas situações, o A.O é insuficiente, principalmente o fato da frequência e temperatura influenciarem no ganho, mas como não é estudo deste trabalho, não será aprofundado (BOYLESTAD, 2004). Na figura 6 um amplificador operacional, na esquerda seu encapsulamento e a direita seu diagrama esquemático de ligação.

Figura 6: Amplificador Operacional LM358 e diagrama de terminais



Fonte: eletroshematcs, 2013.

2.11 Microcontroladores

Microcontrolador é um dispositivo que em um mesmo encapsulamento possui uma CPU e vários periféricos como memória e dispositivos de entrada e saída de sinais, possui um conjunto de instruções simples para programação e padrões de comunicação simples para outros periféricos.

O primeiro microcontrolador foi lançado pela empresa Intel em 1977 e recebeu a sigla “8048”. Com a sua posterior evolução, deu origem à família “8051”. Esse chip é programado em linguagem Assembly e possui um poderoso conjunto de instruções. Por ser um dos precursores, é utilizado em muitas aplicações de automação em diversas áreas do mundo. O microcontrolador possui internamente os seguintes dispositivos:

- Uma CPU (Central Processor Unit ou Unidade de Processamento Central), cuja finalidade é interpretar as instruções de programa.
- Uma memória PROM (Programmable Read Only Memory ou Memória Programável Somente de Leitura) na qual são gravadas as instruções do programa.
- Uma memória RAM (Random Access Memory ou Memória de Acesso Aleatório) utilizada para memorizar as variáveis utilizadas pelo programa.
- Um conjunto de LINHAS de I/O para controlar dispositivos externos ou receber impulsos de sensores, interruptores, etc.
- Um conjunto de dispositivos auxiliares ao funcionamento, ou seja, gerador de clock, contadores, UASART para comunicação, etc (TRINDADE, R.S, 2013).

Em 2003 a linguagem Wiring foi apresentada em uma dissertação de mestrado por Hernando Barragán no Instituto de Design Interativo de Ivrea e foi o projeto que inspirou a criação do Arduino por Massimo Banzi, que era orientador de Hernando. Em 2004, o primeiro Arduino foi desenvolvido por Massimo Banzi, David Cuatrecasas, Tom Igoe, Gianluca Martino e David Mellis e utilizava um atmega8 com uma conexão serial DB25 como interface entre o computador e a placa (CARLOS, 2021).

O nome Arduino foi definido após uma noite que a equipe de Massimo Banzi se reunia no “Bar di Re Arduino” que fica em Ivrea, província de Turim, que recebeu esse nome como uma homenagem ao rei Arduino de Pombia, que governou a Itália no ano de 1.002 (COSTA, 2019).

Por volta de 2005 nascia a primeira placa do Arduino, com um design bonito, a placa com formato irregular era na cor azul e recebeu um pequeno mapa da Itália no verso (COSTA, 2019).

3. MATERIAIS E MÉTODOS

A metodologia da pesquisa envolveu o desenvolvimento do dispositivo detector e analisador dos pulsos elétricos produzidos pela interação da radiação ionizante (raios X) com o sensor eletro-eletrônico operacional na faixa de frequência energética (kVp) utilizada nos equipamentos de radiologia médica e odontológica.

Para o elemento sensor utilizou-se um fotodiodo BPW34 da Vishay Semicondutores. É um fotodiodo tipo PIN de Silício que segundo o *datasheet* fornecido pelo fabricante possui as principais características:

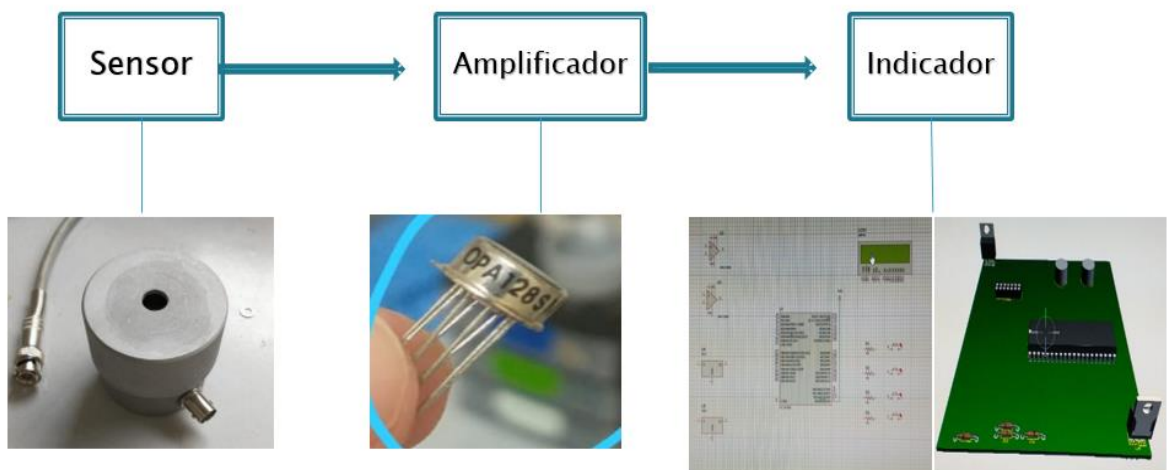
- Alta velocidade e alta sensibilidade à radiação tanto visível como infravermelho.
- Possui encapsulamento plástico e um ângulo de detecção de aproximadamente 65°.
- Limite de tensão reversa de 60 V.
- Suporta 215 mW de dissipação de potência.

Outros motivos da escolha do fotodiodo BPW34 é seu baixo custo e facilidade de ser encontrado no mercado quando comparado a modelos já testados em outros trabalhos.

Primeiramente estudou-se a configuração do dispositivo seguindo um padrão de três etapas, visto na Figura 7, visando facilitar a conexão da etapa amplificadora e

processamento do sensor, otimizando o uso do dispositivo em outros tipos de sensores com sensibilidade compatível com diversos equipamentos de radiologia além dos equipamentos de radiologia médica convencional, tais como os usados em tomografia computadorizada.

Figura 7: Etapas de desenvolvimento do dispositivo analisador



Fonte: material elaborado pelo autor

3.1 – Componentes do sistema sensor/detector

Nessa etapa do trabalho, o sensor foi separado do dispositivo contador/medidor. A Figura 8 apresenta os componentes consolidados no circuito de detecção dos sinais elétricos oriundos da interação da radiação com o sensor.

Figura 8 – Componentes do sistema detector/analizador



Fonte: material elaborado pelo autor

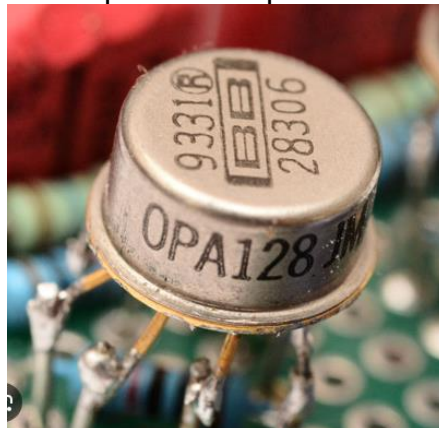
O fotodiodo foi instalado em um encapsulamento de alumínio, visando garantir o acondicionamento protegido de luz (radiação na frequência da luz visível) e com propriedade de isolamento de ruídos eletromagnéticos externos, semelhante à uma gaiola de Faraday.

Como mostra circulado em vermelho na figura 8, o elemento sensor é conectado ao circuito eletrônico do dispositivo através de conector do tipo BNC e cabo apropriado com malha isoestática em toda a sua extensão, permitindo a conexão da caixa que condiciona o circuito eletrônico do dispositivo. Também mostra os tipos de conectores usados no sistema de detector analisados e o módulo de encapsulamento de alumínio.

A escolha do conjunto sensor separado do restante do sistema permite a sua utilização em outros conjuntos sensores/detectores.

Para a seleção do circuito amplificador utilizou-se um amplificador operacional do tipo OPA 128, como na Figura 9. A escolha deste tipo de amplificador se deu principalmente ao baixo ruído mesmo com altíssimo ganho, segundo o *datasheet*. Este componente é comumente utilizado em espectrômetros de massa ou cromatógrafo.

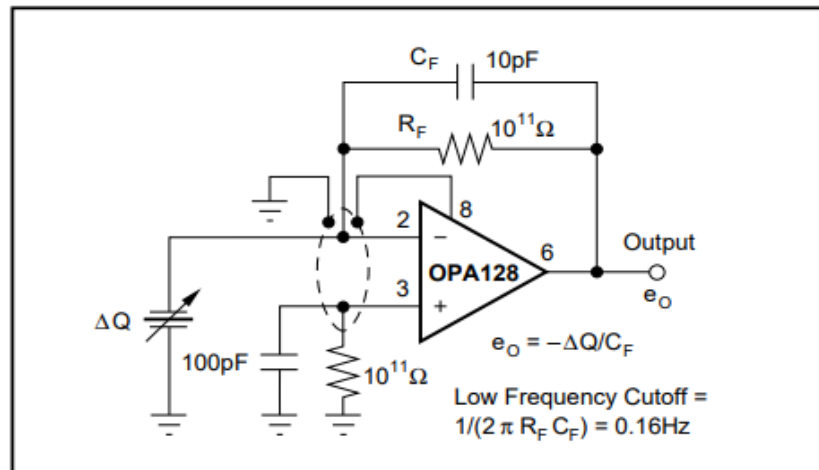
Figura 9 – Amplificador Operacional OPA 128



Fonte: https://mitxela.com/projects/headphone_amps, 2023

A Figura 10 ilustra o diagrama eletrônico sugerido no *datasheet* do próprio fabricante. Esta configuração é geralmente usada em espectrofotômetros, podendo, teoricamente, amplificar o sinal de saída em até a 10^8 vezes maior que a entrada.

Figura 10 – Circuito Amplificador



Fonte: material elaborado pelo autor

A conexão do cabo sensor à entrada do circuito analisador é direta e acontece dentro da caixa (receptáculo) do equipamento.

Quando a radiação interage em um semicondutor, a deposição de energia sempre leva à criação de números iguais de buracos (vacâncias) e elétrons. Esta afirmação é válida independentemente de o semicondutor hospedeiro é puro ou intrínseco. Assim como números iguais de elétrons livres e íons positivos são criados em um gás, cada elétron de condução produzido em um semicondutor também deve criar um buraco na banda de valência, levando a um equilíbrio exato no número inicial de cargas criadas.

Os semicondutores, sendo do tipo “p” ou “n”, não desempenham nenhum papel significativo na determinação da natureza das interações de radiação no material. Assim, silício tipo “p” ou tipo “n” de igual espessura apresentará probabilidades de interação idênticas para raios X, e a faixa de partículas de carga em qualquer tipo também serão as mesmas.

A vantagem dominante dos detectores do tipo semicondutor está na pequena quantidade de energia necessária para ionização. O valor da energia “E” para o silício ou o germânio é cerca de 3 [eV] (elétronvolt), comparado com cerca de 30 [eV] necessários para criar um par de íons em detectores cheios de gás típicos. Assim, o número de portadores de carga é 10 vezes maior para o caso do semicondutor, para uma dada energia depositada no volume sensível do detector.

Desta forma, quando fótons de raios X atingem o sensor, uma corrente elétrica da ordem de nanoampéres é gerada pelo movimento dos pares elétrons-lacuna, esta

fonte de corrente em paralelo com o circuito de amplificação faz com que o mesmo trabalhe como fonte de tensão, que é imediatamente aplicada no circuito amplificador.

A próxima etapa do circuito é composta pela placa de prototipagem Arduino Mega 2560, esta placa possui um microcontrolador da série AVR 2560 junto a todos os elementos periféricos necessários para seu funcionamento.

O processamento do sinal que o Arduino recebe do amplificador operacional se dá de forma digital, variando apenas entre 0 e 1, assim a primeira ação do processador será converter o sinal que recebe na porta analógica com range de 0 a 5 volts em um sinal digital do tipo 0000000000 a 1111111111. Existem 1024 (um mil e vinte e quatro) valores possíveis neste intervalo. Neste circuito usou-se a correlação: um sinal de 5 mV representa 0000000001 e um outro de 10 mV será 0000000010 e assim por diante.

Após o processamento do Arduino que ocorre seguindo o algoritmo o display mostra os valores dos parâmetros radiométrico.

3.2 – Implementação do Algoritmo de Análise dos Sinais

O algoritmo do *software* processa o sinal em quatro etapas: Etapa 1 (temporização); Etapa 2 (Energia – kVp); Etapa 3 (Dose de radiação); Etapa 4 (Taxa de Dose).

Para medição do primeiro parâmetro radiométrico, foi programado um cronômetro, de forma que ocorra um disparo logo após a detecção de um sinal de tensão (kVp) na entrada do circuito eletrônico. Quando a tensão do sinal de entrada é diminuída, o cronômetro é interrompido com 25% do valor inicial.

Após a realização dos primeiros testes de caracterização do dispositivo sensor/analizador, foi constatado que o nível de tensão de disparo do cronômetro deve desconsiderar um pico de tensão que ocorre imediatamente após o termino da exposição ao feixe de raios X analisado.

Para a programação do parâmetro kVp (energia de pico do feixe de raios X) foi feita a correlação do sinal obtido no *software* desenvolvido com o valor nominal de kVp mostrado no painel de comando do aparelho de raios X usado para os testes iniciais. Os valores obtidos nesta relação direta foram usados para os outros ensaios.

Para a determinação da dose de radiação, considera-se a integral matemática da curva de kVp em função do tempo de exposição, mostrado no display do circuito

eletrônico desenvolvido. O parâmetro: taxa de dose é calculado pela razão matemática da dose medida pelo tempo de exposição transcorrido.

3.3 - Ensaios/Experimentos Radiométricos Realizados

3.3.1 Ensaio/Experimento Radiométrico nº 01:

O dispositivo sensor/analizador desenvolvido foi primeiramente submetido à exposição de feixes de raios X oriundos de um equipamento de radiodiagnóstico convencional disponível no Serviço de Radiologia da Faculdade de Medicina Veterinária da UNESP de Araçatuba (FMVA), para avaliação do seu desempenho e caracterização do circuito sensor e amplificador.

Nesta etapa utilizou-se um aparelho de Raios X da marca CRX, modelo SHF 730, série: 630, com parâmetros de técnicas radiográficas máximos igual a 135 kVp , 500,0 mA e 5,0 segundos de tempo máximo de exposição. Antes da realização do ensaios com o dispositivo sensor/amplificador/analizador desenvolvido nesta pesquisa, realizou-se os testes de controle de qualidade e ensaios radiométricos, conforme preconizado pela legislação sanitária vigente, usando um detector marca Unfors, modelo: Thin X Rad, série: 30000992, certificado de calibração N°: LABPROSAUD - C024-21 e C025-21 – IFBa - Data da Calibração: 03/02/2021 visando principalmente certificar-se da constância dos parâmetros radiométricos (kVp, tempo de exposição, dose e taxa de dose de exposição, camada semi-redutora) oriundos dos feixes de raios X produzidos no equipamento de radiologia usado na rotina dos atendimentos do setor de radiologia veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária de Araçatuba - FMVA – UNESP.

Na Figura 11, temos numerados: 1 – Osciloscópio Mustool, 2 - Equipamento desenvolvido, 3 - Thin X Rad , 4 - Unfors modelo Xi, 5 - Contador Geiger XR1 – BR-9B.

Figura 11 – Equipamentos usados durante teste



Fonte: material elaborado pelo autor

Os ensaios do dispositivo sensor/amplificador/analizador só podem ser realizados e considerados para os estudos se as medidas dos parâmetros radiométricos dos feixes de raios X produzidos pelo equipamento de radiodiagnóstico usado se encontrem dentro das condições de aceitação preconizados pela legislação, ou seja, se os testes de controle de qualidade dos parâmetros radiométricos do equipamento de radiologia estiverem em conformidade com a legislação.

Para visualização dos dados obtidos pelo dispositivos desenvolvido ainda sem a etapa de processamento foi utilizado um osciloscópio portátil da marca Mustool MDS120M que possui largura de banda de medição de 120 MHz, o suficiente para este tipo de medição.

A Figura 12 apresenta o dispositivo sensor/amplificador/analizado desenvolvido nesta pesquisa posicionado sobre a mesa de exames de raios X frente ao feixe primário de raios X da Faculdade de Medicina Veterinária de Araçatuba – FMVA – UNESP

Figura 12 – Cabeçote emissor de raios X do equipamento e Sensor



Fonte: material elaborado pelo autor

O Arranjo experimental e procedimentos de medidas seguiram a metodologia:

- 1) Posicionamento do raio central do feixe de radiação na distância de 1,0 m da mesa de exames;
- 2) Alinhamento do raio central do feixe de radiação com o centro do volume sensível do sensor/detector/analizador desenvolvido;
- 3) Abertura do campo de radiação com dimensão suficiente para exposição de todo o conjunto do dispositivo de medição. Visando total cobertura da área de sensibilidade do sensor, a dimensão do campo de radiação extrapola 10,0 cm de cada lado do sensor;
- 4) Inserção dos parâmetros de medidas no sistema analisador (tensão - kVp, dose de radiação e tempo de exposição desejado);
- 5) Escolha das técnicas radiográficas (energia do feixe de radiação – kVp, corrente anódica – mA e tempo de exposição - s) usada para a irradiação e sensibilização do detector desenvolvido na pesquisa.

Nesta etapa, escolheu-se diferentes valores nominais de kVp entre 50 kVp a 120 kVp, os valores de corrente anódica foram escolhidos na faixa de 50 mA a 320 mA e o tempo de exposição foi variado entre 0,1 segundo a 1,0 segundo. A escolha dos valores nominais dos parâmetros técnicos utilizados se deu em função das características do próprio equipamento de raios X disponível e utilizado para as

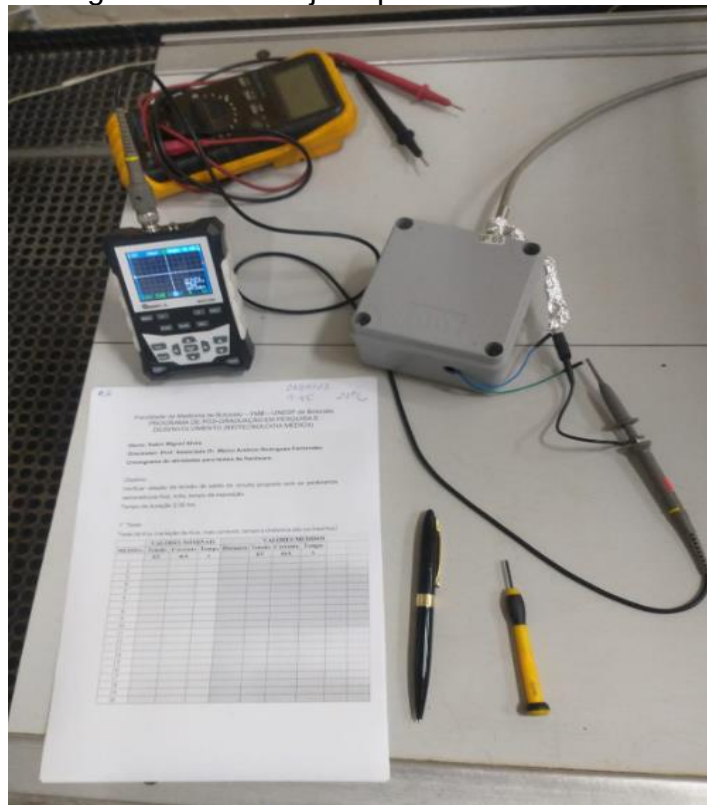
medidas. Os valores dos parâmetros técnicos escolhidos satisfazem a faixa de funcionalidade da maioria dos equipamentos de radiologia médica disponíveis nas clínicas e serviços de radiodiagnósticos. Desta forma, pode-se garantir a sensibilidade e resposta do conjunto sensor/amplificador/analizador desenvolvido na pesquisa, e, assim, verificar a sua operacionalidade na rotina dos exames de radiodiagnóstico e nos ensaios radiométricos exigidos na legislação sanitária vigente.

6) Realização das exposições radiográficas e anotações das leituras registradas no osciloscópio, para cada técnica radiográfica executada;

7) Variação do parâmetro da técnica radiográfica e realização de nova exposição do feixe de radiação com novos registros dos resultados apontados no osciloscópio;

A Figura 13 ilustra o arranjo e disposição dos componentes usados durante as medidas.

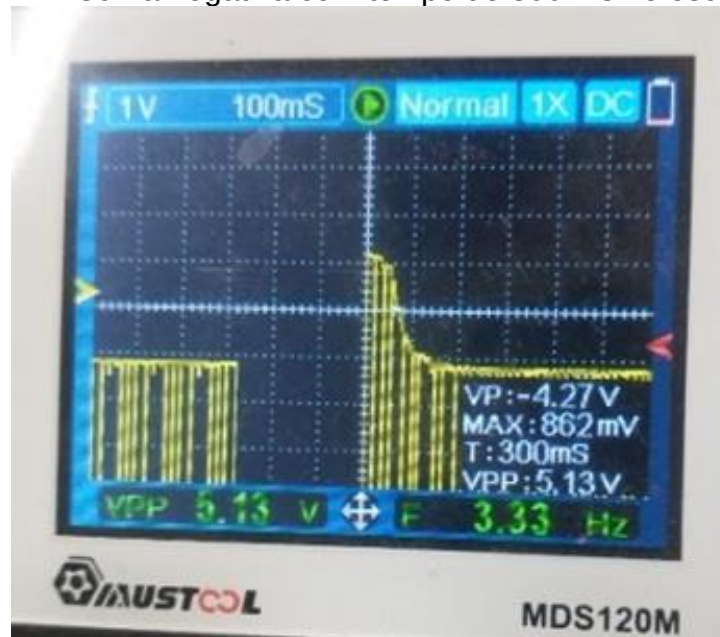
Figura 13 – Arranjo experimental de testes



Fonte: material elaborado pelo autor

A Figura 14 apresenta a tela do osciloscópio durante a coleta das medidas do dispositivo sensor/analizador.

Figura 14 – Curva negativa com tempo de 300 ms no osciloscópio



Fonte: material elaborado pelo autor

3.3.2 Ensaio/Experimento Radiométrico nº 02:

No segundo experimento, o dispositivo sensor/analizador desenvolvido foi submetido à exposição de feixes de raios X oriundos de um equipamento do tipo arco cirúrgico (AC) disponível no Centro de Medicina e Pesquisa em Animais Selvagens (CEMPAS) da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia (FMVZ) da UNESP de Botucatu. Este tipo de equipamento de radiologia intervencionista disponibiliza algumas faixas de energia (kVp) e tempos de exposição distintos daqueles usados nos equipamentos de radiologia convencional, tal qual o que foi usado para as medidas do primeiro experimento realizado para estudo da sensibilidade do dispositivo desenvolvido neste trabalho.

Nesta etapa utilizou-se um aparelho de Raios X do tipo arco cirúrgico (AC) da marca Philips, modelo BV Vectra, número série: 2092055, intensificador de imagem série: 20C227, filtragem permanente: 8,7 mmAl, filtro adicional: 3,0 mmAl, kilovoltagem máxima: 110 kVp, corrente anódica máxima: 3,0 mA / 9,76 mAs, tempo máximo de exposição: 5,0 minutos (300 segundos) mostrado na figura 15.

Da mesma forma como foi feito no experimento nº 01, antes da realização dos ensaios com o dispositivo sensor/amplificador/analizador desenvolvido nesta pesquisa, realizou-se os testes de controle de qualidade e ensaios radiométricos,

conforme preconizado pela legislação sanitária vigente, utilizando detector marca Unfors, modelo: Thin X Rad, série: 30000992, certificado de calibração N°: LABPROSAUD - C024-21 e C025-21 – IFBa - Data da Calibração: 03/02/2021 e Detector marca Unfors, modelo: Xi base unit platinum 8201021-H, série: 165093, sensor externo Xi R/F MAM detector, modelo 8202031-J, série: 132136, certificado de calibração N°: LabPROSAUD - C040-23 e C041-23 – IFBa - Data da Calibração: 09/02/2023, visando principalmente certificar-se da constância dos parâmetros radiométricos (kVp, tempo de exposição, dose e taxa de dose de exposição, camada semi-redutora) oriundos dos feixes de raios X produzidos no equipamento arco cirúrgico do Centro de Medicina e Pesquisa em Animais Selvagens - CEMPAS da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia - FMVZ da UNESP de Botucatu.

Figura 15 - Equipamento arco cirúrgico no CEMPAS da FMVZ e usado neste trabalho.



Fonte: material elaborado pelo autor

O arranjo experimental e os procedimentos de medidas realizados no Experimento nº 02 são semelhantes ao executado no Experimento nº 01 e já apresentados anteriormente, sendo feitas algumas alterações geométricas decorrentes das características do equipamento tipo arco cirúrgico, tais como a distância foco-detector, a qual foi de 75 mm.

A Figura 16 apresenta a imagem do instrumento analisador durante a análise das ondas osciloscópicas dos sinais dos pulsos de raios X durante as exposições radiográficas realizadas durante o Experimento 2.

Figura 16 – Curva pulsada característica captada no osciloscópio



Fonte: material elaborado pelo autor

Comparando a forma de onda obtida nas exposições do teste nº 1 (equipamento de radiologia convencional), com o captado no teste nº2 equipamento do tipo arco cirúrgico nota-se no aspecto oscilográfico uma alta frequência de pulsos provavelmente relacionado a tecnologia de chaveamento da tensão aplicada ao tubo.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES:

A Tabela 01, apresenta os valores nominais e medidos obtidos durante a realização do Experimento nº 01.

Tabela 01 – Valores nominais e medidos obtidos durante o Experimento nº 01:

VALORES NOMINAIS				MEDIDOS	
	Tensão Kvp	Corrente mA	Tempo ms	Tensão volts	Tempo ms
1	80,0	320,0	100,0	2,0	450,0
2	80,0	320,0	100,0	2,0	200,0
3	80,0	320,0	100,0	2,0	200,0
4	80,0	320,0	100,0	2,0	200,0
5	80,0	320,0	100,0	2,0	110,0
6	80,0	320,0	100,0	2,0	105,0
7	80,0	320,0	100,0	2,0	100,0

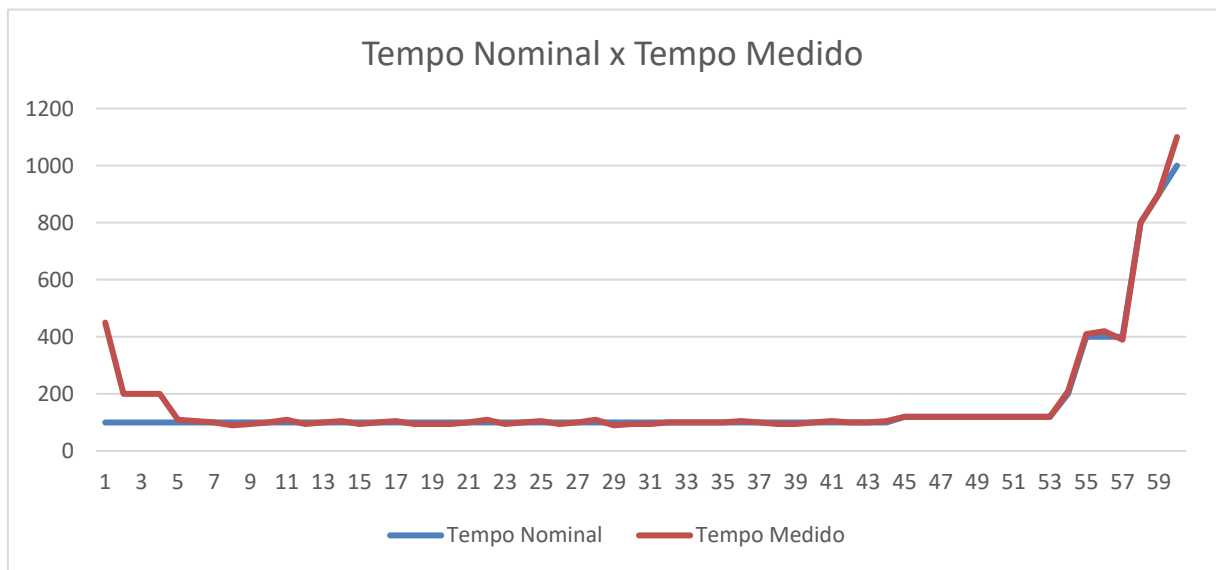
8	80,0	320,0	100,0	2,0	90,0
9	80,0	320,0	100,0	2,0	95,0
10	80,0	320,0	100,0	2,0	100,0
11	80,0	200,0	100,0	2,0	110,0
12	80,0	200,0	100,0	2,0	95,0
13	80,0	200,0	100,0	2,0	100,0
14	80,0	200,0	100,0	2,0	105,0
15	80,0	200,0	100,0	2,0	95,0
16	80,0	200,0	100,0	2,0	100,0
17	80,0	200,0	100,0	2,0	105,0
18	80,0	200,0	100,0	2,0	95,0
19	80,0	200,0	100,0	2,0	95,0
20	80,0	200,0	100,0	2,0	95,0
21	70,0	50,0	100,0	1,8	100,0
22	70,0	50,0	100,0	1,8	110,0
23	70,0	50,0	100,0	1,8	95,0
24	70,0	50,0	100,0	1,8	100,0
25	70,0	50,0	100,0	1,8	105,0
26	60,0	50,0	100,0	1,6	95,0
27	60,0	50,0	100,0	1,6	100,0
28	60,0	50,0	100,0	1,6	110,0
29	60,0	50,0	100,0	1,6	90,0
30	60,0	50,0	100,0	1,6	95,0
31	60,0	50,0	100,0	1,6	95,0
32	50,0	50,0	100,0	0,8	100,0
33	50,0	50,0	100,0	0,8	100,0
34	50,0	50,0	100,0	0,8	100,0
35	50,0	50,0	100,0	0,8	100,0
36	90,0	50,0	100,0	2,0	105,0
37	90,0	50,0	100,0	2,0	100,0
38	90,0	50,0	100,0	2,0	95,0
39	90,0	50,0	100,0	2,0	95,0
40	90,0	50,0	100,0	2,0	100,0
41	102,0	50,0	100,0	2,2	105,0
42	102,0	50,0	100,0	2,2	100,0
43	102,0	50,0	100,0	2,2	100,0
44	102,0	50,0	100,0	2,2	105,0
45	120,0	50,0	120,0	2,2	120,0
46	120,0	50,0	120,0	2,2	120,0
47	120,0	50,0	120,0	2,2	120,0
48	80,0	100,0	120,0	2,0	120,0
49	80,0	100,0	120,0	2,0	120,0
50	80,0	100,0	120,0	2,0	120,0
51	80,0	100,0	120,0	2,0	120,0
52	80,0	100,0	120,0	2,0	120,0

53	80,0	100,0	120,0	2,0	120,0
54	80,0	100,0	200,0	2,0	210,0
55	80,0	100,0	400,0	2,0	410,0
56	80,0	100,0	400,0	2,0	420,0
57	80,0	100,0	400,0	2,0	390,0
58	80,0	100,0	800,0	2,0	800,0
59	80,0	100,0	900,0	2,0	900,0
60	80,0	100,0	1000,0	2,0	1100,0

Para fins estatísticos das análises da curva de medidas efetuadas, deve-se desconsiderar as leituras 1, 2, 3 e 4 (Tabela 01), efetuadas antes dos ajustes eletro-eletrônicos do sistema hardware/software desenvolvido para o dispositivo sensor/amplificador/analizador dos sinais elétricos produzidos pela exposição dos feixes de raios X, o ajuste da relação sinal entrada/resposta se fez após a contabilização da 5ª exposição.

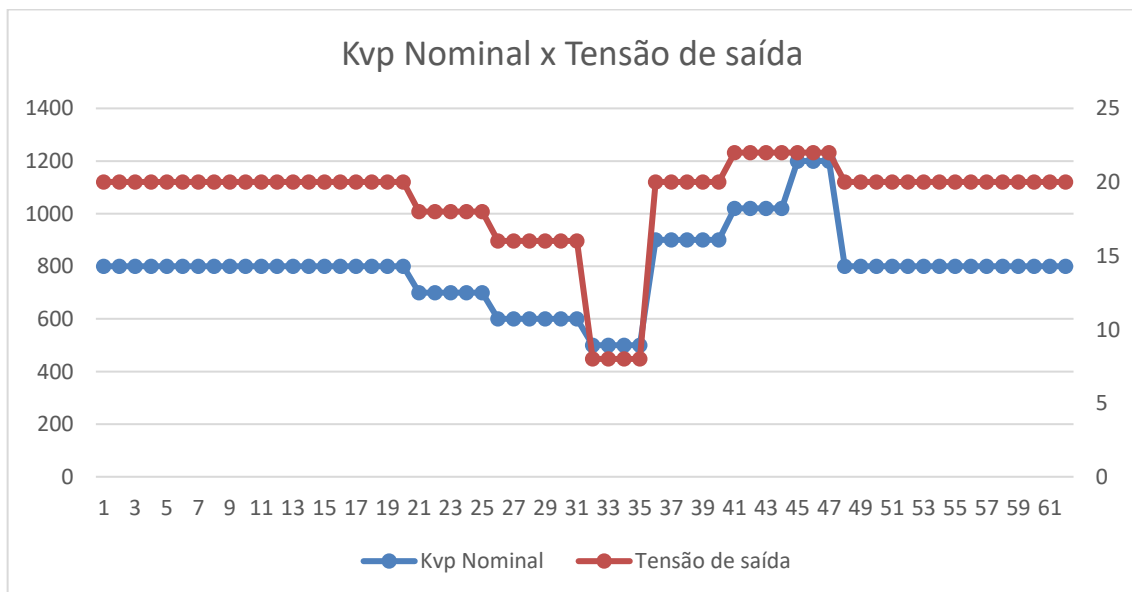
Os gráficos 1 e 2 ilustram o comportamento dos sinais de saída, visualizados no osciloscópio durante a realização do Experimento 01, relacionados a análise do tempo de exposição e da tensão (energia do feixe) da radiação aplicada, respectivamente. No gráfico 1, as 5 primeiras exposições foram utilizadas para ajustes no potenciômetro de ganho do circuito amplificador, as medidas foram realizadas em milissegundos. No gráfico 2, o kVp nominal e a tensão de saída da etapa de amplificação estão com a unidade X10. Pode-se perceber pelas figuras que existe uma correlação entre os sinais de entrada (valores nominais indicados no equipamento de raios X) e os sinais de saída medidos com o osciloscópio (valores medidos que representam a funcionalidade do dispositivo sensor/amplificador/analizador desenvolvido neste trabalho).

Gráfico 1: Tempo Nominal versus Tempo medido no osciloscópio



Fonte: Elaborado pelo autor

Gráfico 2: Kvp Nominal versus Tensão na saída do amplificador



Fonte: Elaborado pelo autor

A Tabela 02, apresenta os valores nominais e medidos obtidos durante a realização do Experimento nº 02. Os gráficos 3 e 4 ilustram o comportamento dos sinais de saída, visualizados no instrumento osciloscópio e no display já presente no dispositivo, durante a realização do Experimento 02, relativos a análise do tempo de exposição e da tensão (energia do feixe) da radiação aplicada, respectivamente. Novamente, assim como observado no Experimento 01, pode-se perceber pelas figuras que existe uma correlação entre os sinais de entrada (valores nominais

indicados no equipamento de raios X) e os sinais de saída medidos com o osciloscópio (valores medidos que representam a funcionalidade do dispositivo sensor/amplificador/analizador desenvolvido neste trabalho. No gráfico 4, percebemos que para faixas acima de 100 kVp a saída da etapa de amplificação satura, limitando a medição neste valor.

Tabela 02 – Valores nominais e medidos obtidos durante o Experimento nº 02:

VALORES NOMINAIS			MEDIDOS	
	Tensão Kv	Tempo ms	Tensão Kv	Tempo ms
1	70,0	5000,0	71,0	5125,0
2	70,0	5000,0	68,9	5050,0
3	70,0	4000,0	67,8	4103,0
4	70,0	4000,0	69,1	4043,0
5	70,0	2000,0	68,2	2022,0
6	70,0	2000,0	69,0	2010,0
7	80,0	5000,0	78,5	5087,0
8	80,0	5000,0	79,0	5125,0
9	80,0	5000,0	79,2	5090,0
10	80,0	4000,0	79,5	4150,0
11	80,0	4000,0	78,6	4350,0
12	80,0	2000,0	79,1	2010,0
13	80,0	2000,0	78,0	2045,0
14	80,0	1000,0	77,5	1032,0
15	90,0	5000,0	88,0	5097,0
16	90,0	5000,0	89,2	5021,0
17	90,0	4000,0	89,5	4019,0
18	90,0	4000,0	88,6	4092,0
19	90,0	2000,0	90,0	2039,0
20	90,0	1000,0	89,7	980,0
21	100,0	5000,0	97,2	5096,0
22	100,0	5000,0	98,0	5043,0
23	100,0	4500,0	97,9	4590,0
24	100,0	4500,0	97,5	4580,0
25	100,0	2500,0	97,0	2560,0
26	110,0	2000,0	98,1	2019,0
27	110,0	2000,0	98,3	2023,0
28	110,0	1500,0	98,0	1490,0
29	110,0	1500,0	98,2	1420,0
30	110,0	1500,0	98,5	1450,0

Gráfico 3: Tempo Nominal versus Tempo medido no dispositivo

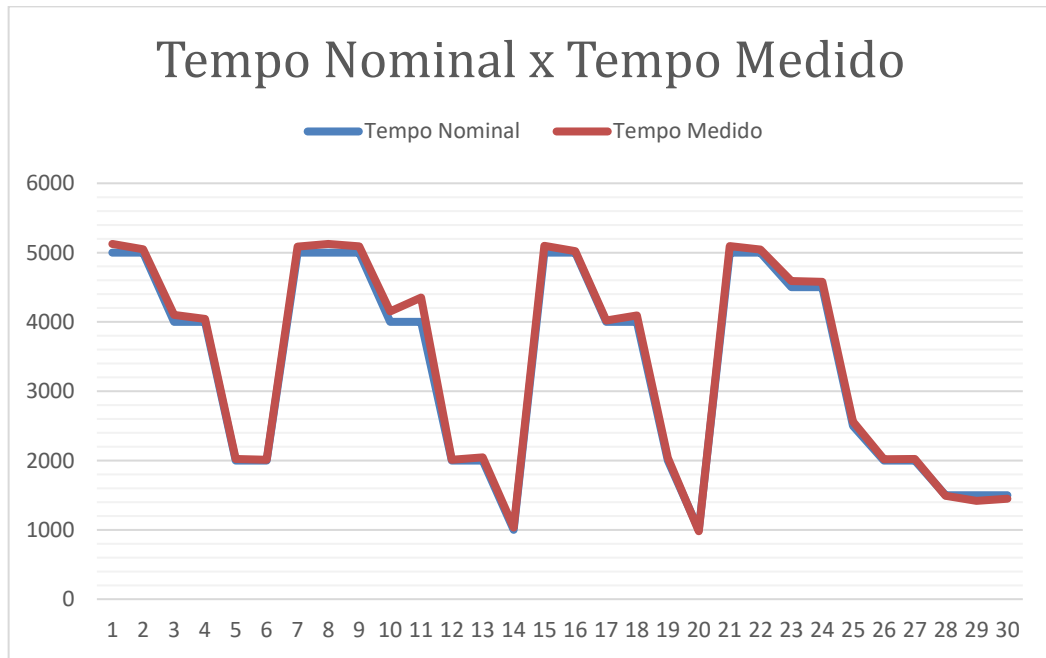
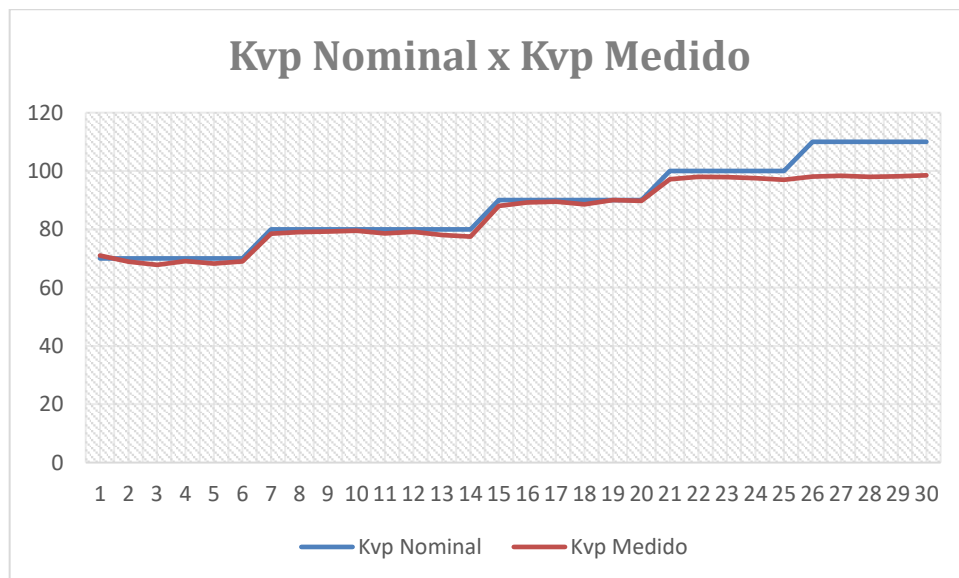


Gráfico 4: Tempo Nominal versus Tempo medido no dispositivo



Durante os experimentos foi analisada a variação da distância entre o foco emissor de radiação e o sensor (DFD – distância foco-detector) que produzisse a melhor resposta e estabilidade da relação sinal de entrada e resposta do sensor. Os resultados mostraram que obtém-se melhor qualidade de sinal de saída osciloscópica com uma DFD entre 30,0cm e 40,0cm, correspondendo à cerca de 8,0cm de distância

entre a saída do colimador do cabeçote do tubo de raios x e o centro do sensor/detector.

Como a maioria dos procedimentos radiográficos realizados na rotina dos serviços de radiologia utilizam distância foco-paciente de 100,0 cm, foi realizada uma alteração nos resistores do circuito amplificador, buscando assim um maior ganho neste estágio. Foram realizados mais dois testes, no primeiro, como mostra a figura 17, novamente foi utilizado o equipamento da marca CRX, modelo SHF 730, série: 630, com parâmetros de técnicas radiográficas máximos igual a 135 kVp máximo, 500,0 mA e 5,0 segundos de tempo máximo de exposição disponível no Serviço de Radiologia da Faculdade de Medicina Veterinária de Araçatuba - FMVA - UNESP, usando a distância foco-paciente de 100,0 cm para verificar se a mudança nos resistores do estágio de amplificação melhoraram a sensibilidade do dispositivo.

Figura 17 – Montagem para experimento nº3



Fonte: material elaborado pelo autor

A Tabela 03, apresenta os valores nominais e medidos obtidos durante a realização do Experimento nº 03. Desta vez podemos perceber pelos valores que não existe uma correlação entre os sinais de entrada (valores nominais indicados no equipamento de raios X) e os sinais de saída medidos, não apresentando

repetibilidade e reprodutibilidade nos valores, algumas vezes não conseguindo nem disparar o cronômetro do detector desenvolvido.

Tabela 03 – Valores nominais e medidos obtidos durante o Experimento nº 03

VALORES NOMINAIS			MEDIDOS	
	Tensão	Tempo	Tensão	Tempo
	kV	mS	Volts	mS
1	51	100	4,30	126
2	60	100	5,00	131
3	70	100	5,00	130
4	80	100	5,00	128
5	70	100	3,18	121
6	70	100	3,19	120
7	70	100	5,00	61
8	50	100	3,52	122
9	50	100	4,72	120
10	55	100	3,18	230
11	55	200	0,00	0
12	55	400	3,83	415
13	40	400	4,45	424
14	40	400	5,00	446
15	70	400	0,00	0

Não conseguindo obter resultados, foi realizado outra alteração desta vez com a finalidade de aumentar a área sensora, para isso foi adicionado mais um fotodiodo em paralelo ao primeiro, o teste para verificar se houve melhora na sensibilidade a distancia de 100,0 cm foi realizado na Cecalvet - Centro Clínico de Análises Laboratorial Veterinário em Penápolis no aparelho Equirad 100 – 200 com número de série 0162 e parâmetros radiográficos de no máximo 100 kV e 200 mA, mesmo assim não atingido os resultados esperados. Na figura 18, foto do painel indicando uma das técnicas utilizadas durante os testes.

Figura 18 – Técnica utilizada durante experimento nº4



Fonte: material elaborado pelo autor

A Tabela 04, apresenta os valores nominais e medidos obtidos durante a realização do Experimento nº 04. Novamente os valores mostram que não há uma correlação entre os sinais de entrada (valores nominais indicados no equipamento de raios X) e os sinais de saída medidos, não apresentando repetibilidade e reprodutibilidade na medição, por várias vezes não houve detecção.

Tabela 04 – Valores nominais e medidos obtidos durante o Experimento nº 04

VALORES NOMINAIS			MEDIDOS	
	Tensão	Tempo	Tensão	Tempo
	kV	mS	Volts	mS
1	70	100	0,00	0
2	80	500	3,97	121
3	80	100	0,00	0
4	80	200	0,00	0
5	80	300	4,13	121
6	80	300	4,13	60
7	80	400	0,00	0
8	80	400	4,33	173
9	70	200	0,00	0
10	80	200	4,29	56
11	80	200	0,00	0
12	80	200	3,66	59
13	80	200	3,70	61
14	80	200	3,79	61
15	80	200	3,45	59
16	80	400	3,84	116
17	80	400	3,89	58
18	90	200	3,88	57
19	90	200	3,88	58

Os custos de materiais e insumos utilizados para o desenvolvimento do dispositivo foi de aproximadamente R\$ 1.900,00 (um mil e novecentos reais). Um instrumento detector de uso comercial na rotina dos serviços de radiometria, que faz análises dosimétricas similares varia entre R\$ 17.000,00 (dezesete mil reais) a R\$ 25.000,00 (vinte e cinco mil reais), dependendo do fabricante e do modelo operacional. Estes instrumentos de medida são de tecnologia estrangeira e sua aquisição varia em função da cotação da moeda do país de origem.

5. CONCLUSÕES:

Os resultados das medidas realizadas para análise da sensibilização e resposta do conjunto sensor/amplificador/analizador desenvolvido neste trabalho, mostraram-se satisfatórios para os parâmetros radiométricos estudados: tensão de energia (kVp) e tempo de exposição da radiação (s), para os tipos de equipamentos de radiologia utilizados nos experimentos e faixas de energias analisadas, mas desde que a uma distância diferente do comumente usado na rotina.

Fica como sugestão mudanças na etapa de amplificação aumentando a sensibilidade e acrescentando outros métodos de filtragem de sinal para que não aconteça medições aleatórias assim adequando para os métodos comumente usados na medições e aumentando seu apelo comercial.

Para a análise de dose e taxa de dose de radiação também faz-se necessário novos estudos e ajustes do conjunto sensor/amplificador/analizador, que possa apresentar de forma direta no display do dispositivo os valores destes parâmetros.

Após as modificações sugeridas e com o baixo custo de desenvolvimento do dispositivo sensor/amplificador/analizador frente aqueles preços dos detectores de similar aplicação, aliado à tramitação de documentação exigida para a importação destes, viabiliza o seu uso na rotina dos serviços de radiometria, principalmente em regiões e usuários de pouco poder aquisitivo e recursos financeiros limitados. Este fato pode incentivar a aquisição do sensor desenvolvido, pelas próprias clínicas de radiologia, o que proporcionaria maior agilidade no atendimento das exigências dos órgãos de vigilância sanitária no tocante à manutenção das licenças de funcionamento das clínicas.

6. REFERÊNCIAS

AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA (ANVISA). RDC 20 de 02/02/2006. Estabelece o **Regulamento Técnico para o funcionamento de serviços de radioterapia, visando a defesa da saúde dos pacientes, dos profissionais envolvidos e do público em geral**. Brasília. 2006.

ÁLVARES, Luiz Casati e TAVANO, Orivaldo. Curso de radiologia em odontologia. . São Paulo: Editora Santos. Acesso em: 10 jul. 2023. , 2009.

ALVES, S. M. **Desenvolvimento de dispositivos para testes de controle de qualidade em equipamentos de raios X**. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso: Engenharia de Mecatrônica). Centro Universitário Católico Salesiano Auxilium de Araçatuba – UniSalesiano, Araçatuba. 2013.

BOYLESTAD, Robert L. – **Dispositivos Eletroeletrônicos e teoria de circuitos** – Prentice Hall/Pearson, 10^a. Ed, 2004

BRASIL, Ministério da Saúde. ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução da Diretoria Colegiada - RDC Nº. 611 de 09/03/2022. - **Estabelece os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista e regulamenta o controle das exposições médicas, ocupacionais e do público decorrentes do uso de tecnologias radiológicas diagnósticas ou intervencionistas**. Brasília, 2022. Disponível em: www.anvisa.gov.br. Acesso em: 13 jul. 2023.

BRASIL, Ministério da Saúde. ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução da Diretoria Colegiada - RDC Nº. 440 de 18/11/2020. – **Altera a RDC nº. 330 de 20/12/2019 que dispõe sobre a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista**. Brasília, 2020. Disponível em www.anvisa.gov.br. Acesso em: 13 jul. 2023.

BRASIL, Ministério da Saúde. ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução da Diretoria Colegiada - RDC Nº. 330 de 20/12/2019. - **Estabelece os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista e regulamenta o controle das exposições médicas, ocupacionais e do público decorrentes do uso de tecnologias radiológicas diagnósticas ou intervencionistas**. Brasília, 2019. Disponível em www.anvisa.gov.br. Acesso em: 13 jul. 2023.

BRASIL, Ministério da Saúde. ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria Nº. 453 de 01/06/1998. Aprova o **Regulamento Técnico que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, dispõe sobre o uso dos raios X diagnósticos em todo território nacional e dá outras providências**. Brasília, 1998. Disponível em www.anvisa.gov.br. Acesso em: 13 jul. 2023.

BRASIL, Ministério da Saúde. ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Radiodiagnóstico médico: segurança e desempenho de equipamentos**. Brasília: Editora Anvisa; 2005. p. 83–96.

BRASIL, Ministério da Saúde - Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). **Guia de Procedimentos para Segurança e Qualidade de Imagem em Radiodiagnóstico Médico Resolução nº 64.** 4 de abril de 2003.

BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Manual de Segurança Radiológica. **Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança / Ministério da Saúde**, Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Brasília: Ministério da Saúde, 2005.

BUSHONG, S. C. **Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção radiológica.** 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

BRUM, J.A. **História dos Semicondutores.** José Antônio Brum, 2023. Disponível em: https://sites.ifi.unicamp.br/brum/files/2014/01/FI_JAB_1s2012_P1_Ch2_Historia.pdf. Acesso em 10 set. 2023.

CARLOS, M. L. **História do Arduino (MIC571)**, 16 jun. 2021. Disponível em: <https://www.newtoncbraga.com.br/index.php/microcontroladores/138-atmel/18422-historia-do-arduino-mic571.html>. Acesso em: 04 mar. 2023.

Computadorizada a partir da Extração de Dados do Cabeçalho DICOM. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 12, n. 3, p. 35-38, 2018.

CIPELLI, Antonio Marco. **Teoria e desenvolvimento de projetos de circuitos eletrônicos.** 23. ed. São Paulo: Érica, 2007.

CNEN – COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica.** Rio de Janeiro: CNEN, 2014. 22p. (CNEN NN 3.01).

CNEN – COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. Resolução nº. 130 de 31/05/2012. **Dispõe sobre os requisitos necessários para a segurança e a proteção radiológica em Serviços de Radioterapia.** Rio de Janeiro. CNEN, 2012, 18 p. Disponível em: http://memoria.cnen.gov.br/Doc/pdf/Legislação/RS_CNENCD_130_2012.pdf

CNEN – COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Apostilas Educativas – Energia Nuclear e suas Aplicações.** 3. ed. Rio de Janeiro: CNEN, 2012.

COSTA, F. **História do Arduino – como surgiu esta incrível plataforma de prototipagem eletrônica,** 2019. Disponível em: <https://fabiocosta.net/arduino/historia-do-arduino/>. Acesso em: 11 mar. 2023

DIXON, R. L. A. new look at CT dose measurement: beyond CTDI. **Medical physics**, v. 30, n. 6, p. 1.272-1.280, 2003.

FERNANDES, M. A. R. **Metodologia para Determinação da Carga de Trabalho Efetiva em Equipamentos de Teleterapia. Proposta para Otimização das Blindagens da Sala de Radioterapia Veterinária.** Tese (Livre Docência) –

Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP. Faculdade de Medicina de Botucatu, Botucatu, 2018.

FREITAS, J. F. L. de. **Comunicações Ópticas**: Detectores Para Comunicação Óptica. Disponível em: www.joaoffl.poli.br/ComunicacoesOpticas/Comunica%E7%F5esOpticas_cap09.pdf. Acesso em: 2 dez. 2020.

HUPE, O.; ANKERHOLD, U. Determination of the dose to persons assisting when X-radiation is used in medicine, dentistry and veterinary medicine. **Radiation protection dosimetry**, v. 144, n. 1-4, p. 478-481, 2011.

INFRARED TRAINING INSTITUTE. Infrared câmera and termal training institute. , c2019. Disponível em: <https://infraredtraininginstitute.com/infrared-thermography-history/willoughby-smith/> Acesso em 10 set 2023.

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

Pontes, A. N. **Técnicas Experimentais** Site disponível em: <https://profpc.com.br/Qu%C3%ADmica%20Nuclear%20x%20F%C3%ADsica%20Nuclear/F%C3%ADsica%20Nuclear/detectores%20radiacao.pdf>. Acesso em: 10 set. 2023.

DI PRINZIO, R. *et al.* **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos, Instituto de Radioproteção e Dosimetria**. Comissão Nacional de Energia Nuclear, 10º revisão, Rio de Janeiro, 2014.

RAYSAFE. **RaySafe ThinX**. Site. Disponível em: <http://www.raysafe.com/en/Products/Equipment/RaySafe%20ThinX>. Acesso em: 18 dez. 2020.

REGO, P. V. **Caracterização de Fototransístor NPN Para Espectrometria do Raio-x**. 2007. Dissertação (Mestrado em Ciências Na Área De Tecnologias Energéticas Nucleares) – Universidade Federal de Pernambuco. Pernambuco. Disponível em: www.dominiopublico.gov.br/pesquisa/DetalheObraForm.do?select_action=&co_obra=191900. Acesso em: 16 dez. 2020.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE FÍSICA; **REVISTA BRASILEIRA DE ENSINO DE FÍSICA** vol 16 1994 <http://www.sbfisica.org.br/rbef/pdf/vol16a08.pdf>. Acesso em 10 jul. 2023.

THIEL, C. W. **An Introduction to Semiconductor Radiation Detectors**. Physics Department Montana State University Bozeman Montana, 1999.

TRINDADE, R. S. et al. **Microcontroladores**. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Minas Gerais, Santa Maria, 2013.

VISHAY. Rev. 2.1, 23-Aug-11 Document Number: 81521. Disponível em: <https://br.mouser.com/c/?m=ams%20OSRAM&q=bpw34>. Acesso em 10 set. 2023.