



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS ENERGÉTICAS E
NUCLEARES

JONATAS VICENTE DA SILVA

**DESENVOLVIMENTO DE INSTRUMENTAÇÃO BASEADA EM DISPOSITIVO
OPTOELETRÔNICO PARA DOSIMETRIA EM RADIODIAGNÓSTICO**

Recife

2021

JONATAS VICENTE DA SILVA

**DESENVOLVIMENTO DE INSTRUMENTAÇÃO BASEADA EM DISPOSITIVO
OPTOELETRÔNICO PARA DOSIMETRIA EM RADIODIAGNÓSTICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Tecnologias Energéticas e Nucleares.

Área de concentração: Aplicações de Radioisótopos na Indústria e Medicina.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Antônio Pereira dos Santos.

Coorientadora: Profa. Dra. Edvane Borges da Silva.

Recife

2021

Catálogo na fonte:
Bibliotecária Sandra Maria Neri Santiago, CRB-4 / 1267

S586d Silva, Jonas Vicente da.
Desenvolvimento de instrumentação baseada em dispositivo optoeletrônico para dosimetria em radiodiagnóstico / Jonas Vicente da Silva. – 2021.
43 f.: il., figs., tabs.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Antônio Pereira dos Santos.

Coorientadora: Profa. Dra. Edvane Borges da Silva.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, Recife, 2021.

Inclui referências.

1. Energia nuclear. 2. Opto-acoplador. 3. Raios X. 4. Dosimetria. I. Santos, Luiz Antônio Pereira dos (Orientador). II. Silva, Edvane Borges da (Coorientadora). III. Título.

UFPE

621.4837 CDD (22. ed.)

BCTG/2022-43

JONATAS VICENTE DA SILVA

**DESENVOLVIMENTO DE INSTRUMENTAÇÃO BASEADA EM DISPOSITIVO
OPTOELETRÔNICO PARA DOSIMETRIA EM RADIODIAGNÓSTICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociência, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Tecnologias Energéticas e Nucleares. Área de concentração: Aplicações de Radioisótopos na Indústria e Medicina.

Aprovada em: 25/08/2021.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Luiz Antônio Pereira dos Santos (Orientador)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner de Oliveira Lira (Examinador Interno)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Arquimedes José de Araújo Paschoal (Examinador Externo)
Instituto Federal de Pernambuco

Profa. Dra. Divanília no Nascimento Souza (Examinador Externo)
Universidade Federal de Sergipe

AGRADECIMENTOS

Eu agradeço à Deus por ter me colocado aqui, por ter me ajudado em cada segundo. Sem Ele eu não sou nada, toda honra e toda glória é para Ele.

Agradeço também aos meus pais e ao meu irmão. Mainha, Painho e Joel vocês são a minha base. Obrigado pelas orações e por todo amor.

Agradeço ao meu orientador Prof. Luiz Antonio Pereira dos Santos por toda a sua paciência e por todos os seus ensinamentos.

Agradeço a Fernando Júdice pela contribuição técnica.

Agradeço a Gabriel de Benevides, Rafaela Covello e Lúcio Vasconcellos pela paciência e carinho.

A todos que compreendem o grupo de pesquisa do Laboratório de Instrumentação Nuclear do CRCN-NE.

Ao CNPq pela bolsa concedida e também aos professores do programa por todos os ensinamentos.

Por fim, mas não menos importante, agradeço aos meus amigos e aos meus familiares por todo o suporte nesses anos.

RESUMO

O avanço tecnológico nas técnicas dosimétricas representa uma grande melhora nos serviços de saúde, principalmente no que está relacionado à segurança radiológica de profissionais de saúde e pacientes. Os métodos dosimétricos desenvolvidos atualmente utilizam dispositivos eletrônicos e materiais semicondutores. Estes dispositivos são amplamente conhecidos no mercado e largamente utilizados na indústria, fazendo com que qualquer inovação desenvolvida a partir desta tecnologia tenha uma grande probabilidade de aplicação na indústria e posteriormente na vida das pessoas. O objetivo desta pesquisa tecnológica consistiu em caracterizar um opto-acoplador eletrônico como sensor para mensurar a dose de radiação ionizante especificamente em feixes de raios X normalmente aplicados ao diagnóstico médico. Foram feitas as principais análises da resposta do sensor aos feixes de radiação, pelos seguintes parâmetros: dose, taxa de dose, corrente e potencial do tubo de raios X. Concluiu-se que o opto-acoplador apresenta as qualidades necessárias para operar como dosímetro de raios X. O método resultou em uma inovação tecnológica para dosimetria de radiação em radiodiagnóstico.

Palavras-chave: opto-acoplador; raios X; dosimetria.

ABSTRACT

Technological advances in dosimetric techniques represent a great improvement in health services, especially with regard to radiological safety of health professionals and patients. The dosimetric methods currently developed use electronic devices and semiconductor materials. These devices are widely known in the market and widely used in the industry, making any innovation developed from this technology highly likely to be applied in industry and later in people's lives. The objective of this technological research was to characterize an electronic opto-coupler as a sensor to measure the dose of ionizing radiation specifically in X-ray beams normally applied to medical diagnosis. The main analyzes of the sensor's response to the radiation beams were carried out, using the following parameters: dose, dose rate, current and potential of the X-ray tube. It was concluded that the opto-coupler has the necessary qualities to operate as an X-rays. The method resulted in a technological innovation for radiation dosimetry in radiodiagnostics.

Keywords: optocoupler; x-rays; dosimetry.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	9
2	REVISÃO DE LITERATURA	11
2.1	Raios X	11
2.1.1	Produção de feixes de raios X	11
2.1.2	Efeitos de raios X na matéria	12
2.1.3	Dosimetria de feixes de raios X	13
2.1.3.1	<i>Câmara de ionização</i>	14
2.1.3.2	<i>TLD e OSL</i>	14
2.1.3.3	<i>Dosimetria com dispositivos eletrônicos semicondutores.</i>	15
2.2	Semicondutores	15
2.2.1	Condutividade elétrica em sólidos	15
2.2.2	Materiais semicondutores	16
2.2.3	Dispositivos semicondutores	17
2.2.3.1	<i>Diodo</i>	17
2.2.3.2	<i>Transistor Bipolar de Junção</i>	18
2.2.4	Técnica de dosimetria com dispositivos eletrônicos semicondutores.	19
2.2.4.1	<i>Fotodiodo</i>	19
2.2.4.2	<i>Fototransistor</i>	20
2.2.4.3	<i>Opto-acoplador</i>	20
2.2.5	Danos da radiação em dispositivos semicondutores	21
2.2.5.1	<i>Danos de deslocamento</i>	21
2.2.5.2	<i>Danos de ionização</i>	21
2.2.6	Método proposto (Dosimetria com acoplador óptico)	22
3	MATERIAIS E MÉTODOS	23
3.1	Materiais	23
3.1.1	Opto-acopladores	23
3.1.2	Instrumentos eletrônicos de medição	23
3.1.3	Equipamento de raios X	24
3.2	Métodos	24
3.2.1	Circuito e modo de operação	24
3.2.2	Arranjo Experimental	25

3.2.3	Resposta do dispositivo opto-acoplador em função do potencial do tubo de raios X	26
3.2.4	Análise do efeito da carga de trabalho no desempenho do opto-acoplador	27
3.2.5	Efeito da polarização fotônica do fototransistor na sensibilidade aos raios X	28
3.2.6	Resposta do circuito optoeletrônico com a dose em feixes de raios X diagnósticos	28
3.2.7	Reprodutibilidade	29
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	30
4.1	Caracterização elétrica dos opto-acopladores	30
4.2	Resposta do dispositivo opto-acoplador em função do potencial do tubo de raios X	32
4.3	Efeito da carga de trabalho no desempenho do opto-acoplador	35
4.4	Efeito da polarização fotônica do fototransistor na sensibilidade aos raios X	36
4.5	Resposta do circuito optoeletrônico à dose em feixes de raios X diagnósticos	37
4.6	Reprodutibilidade	38
5	CONCLUSÕES	41
	REFERÊNCIAS	42

1 INTRODUÇÃO

As radiações ionizantes têm sido amplamente utilizadas como ferramenta no diagnóstico e tratamento de várias doenças, como por exemplo o câncer. No entanto, a interação da radiação com o corpo humano pode causar sérios danos à saúde, por exemplo, pode causar necrose de tecidos sadios expostos à radiação, provocando, em alguns casos, tumores malignos (CERQUEIRA et al., 2011). Neste contexto, a monitoração da dose de feixes de raios X em pacientes submetidos ao radiodiagnóstico é uma constante preocupação dos organismos internacionais relativos à proteção radiológica e à saúde humana. Por isto, existem valores de doses de referência (IAEA, 2006) recomendados pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) e Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) que devem ser seguidos. Não seguir essas recomendações representa um risco, portanto, a regulamentação desses valores de dose é uma atenção constante dos organismos mundiais de saúde (WHO) e proteção radiológica (ICRP e IAEA).

A Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) apresenta os parâmetros que devem ser monitorados em equipamentos de raios X nas Diretrizes de Proteção Radiológica no Radiodiagnóstico. Esses parâmetros existem para promover a segurança tanto aos pacientes como aos profissionais da medicina envolvidos nessa área. Um dos principais parâmetros a ser considerado é a dose que o paciente recebe durante o exame de radiodiagnóstico.

Existem diversos tipos de dispositivos utilizados como sensor de feixes para raios X e que possibilitam mensurar a dose recebida por um paciente quando exposto aos feixes de fótons durante um exame de radiodiagnóstico. Neste cenário, dispositivos semicondutores vêm se tornando bastante comuns em pesquisas que envolvem dosimetria de radiações ionizantes devido à sua robustez mecânica, tamanho relativamente pequeno quando comparado a outros dosímetros como câmara de ionização, boa resposta elétrica e fácil acessibilidade no mercado.

O propósito do presente trabalho consiste em propor uma técnica que utiliza um dispositivo opto-acoplador como dosímetro. Trata-se de uma inovação ao estado da técnica relativo à dosimetria em feixes de raios X diagnósticos. A motivação decorre das próprias características de um acoplador óptico típico: contém um fototransistor blindado da luz visível; contém um LED que funciona como verificador das características do fototransistor; apresenta a vantagem de poder ser usado em

outros tipos de feixes de radiação ionizantes abrindo perspectivas para dosimetria das radiações.

2 REVISÃO DE LITERATURA

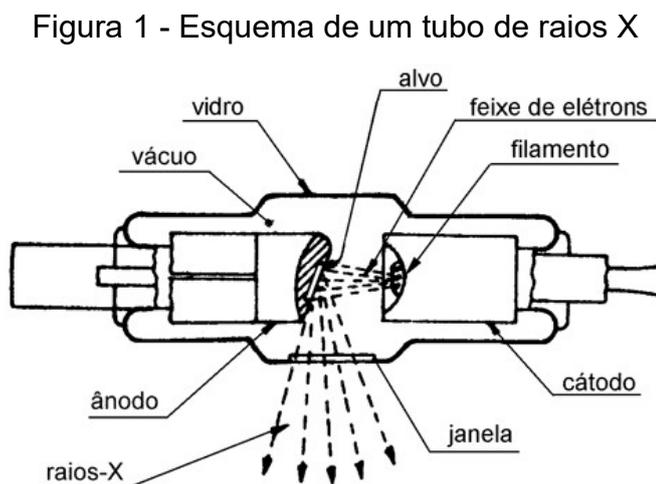
Nesta seção será apresentada uma revisão literária a respeito do tema abordado para embasar a discussão posterior.

2.1 Raios X

Descobertos em 1895 pelo físico alemão Wilhelm Roentgen, um feixe de raios X consiste em radiação eletromagnética com frequência superior à radiação ultravioleta. Na próxima seção será explanado a respeito da produção dos raios X.

2.1.1 Produção de feixes de raios X

A produção de raios X é realizada a partir de um tubo à vácuo como o mostrado no esquema da Figura 1. O catodo é um eletrodo polarizado negativamente composto por um filamento normalmente de tungstênio. O anodo, por sua vez, é confeccionado com material de alto ponto de fusão, como o tungstênio ou molibdênio, que funciona como um eletrodo polarizado positivamente.



Fonte: Da Silva, Oreci & Rigue (2016)

O catodo consiste num filamento de tungstênio o qual é aquecido por meio de corrente elétrica para promover o efeito termiônico. Os elétrons são acelerados em direção ao anodo devido à aplicação de uma diferença de potencial entre catodo e anodo, e isto produz inúmeras colisões no anodo. Neste processo, os elétrons

sofrem uma aceleração negativa, isto é, são freados perdendo energia em forma de calor ($\approx 99\%$) e fótons de raios X ($\approx 1\%$) processo este conhecido como *Bremsstrahlung* ou radiação de frenamento.

Os fótons de raios X saem do tubo passando através de uma janela de berílio denominada filtração inerente, e posteriormente passam por uma filtração adicional, geralmente de alumínio, que tem a função de filtrar fótons que não contribuem para a imagem radiográfica, porém contribuem para doses maiores e desnecessárias ao paciente.

2.1.2 Efeitos de raios X na matéria

Os raios X correspondem a uma propagação eletromagnética com alto poder de penetração, percorrendo grandes comprimentos antes de sofrer a primeira interação. Este poder de penetração depende da probabilidade de interação para cada tipo de evento que pode absorver ou espalhar a radiação incidente. A penetrabilidade dos raios X é muito maior que a das partículas não fotônicas, e a probabilidade de interação varia com sua energia (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Devido à faixa de energia utilizada nos experimentos descritos neste trabalho e a possível utilização de técnicas aqui discutidas no campo de dosimetria em radiodiagnóstico, os efeitos de interação da radiação com a matéria mais relevantes para o presente trabalho são o efeito Compton e o fotoelétrico.

O espalhamento Compton consiste na colisão entre fóton e elétron quando a energia proveniente do fóton não é totalmente absorvida pelo elétron. Assim se a energia de ligação do elétron ao átomo é muito inferior à energia do fóton incidente, o fóton é espalhado e tem sua energia reduzida praticamente pela energia transmitida ao elétron. O elétron ejetado é chamado um elétron Compton (TAUHATA et al., 2003). No que diz respeito à faixa de potencial aplicado ao radiodiagnóstico ($\approx 70\text{kV}$ até $\approx 150\text{kV}$), o efeito Compton torna-se predominante, já que os principais elementos que compõem o corpo humano são carbono, hidrogênio, oxigênio e cálcio (OKUNO; YOSHIMURA, 2010), e os valores de energias médias correspondentes aos fótons de raios X são de cerca de 50keV a 100keV (IAEA, 2014; MCLEAN, 2009; BUSHONG, 2010).

Em relação ao efeito fotoelétrico, o fóton colide com um elétron e toda a energia do fóton é transferida para o elétron atingido, e o fóton desaparece. Esta

energia absorvida excita o elétron para outros níveis de energia podendo até mesmo causar a ionização do átomo. O efeito fotoelétrico tem mais probabilidade de ocorrer em faixas de energia mais baixas comparadas com as energias de ocorrência do efeito Compton (LECHNER, 2018).

As partículas espalhadas na interação entre os fótons e os órgãos do corpo humano, no caso de raios X diagnósticos, são os elétrons secundários que transferem parte de sua energia para o corpo humano. Esta energia transferida caracteriza a dose de radiação ionizante recebida pelo paciente (CEMBER; JOHNSON, 2009).

2.1.3 Dosimetria de feixes de raios X

Segundo a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), dosimetria é a “medição direta ou indireta de grandezas radiológicas” (CNEN, 2020). A dosimetria fornece uma maneira de desenvolver e controlar muitos processos. Podemos citar como exemplo: a esterilização de dispositivos médicos, a irradiação de alimentos, o tratamento de doenças e o radiodiagnóstico.

Tendo em vista que este trabalho versa sobre um método inovador para aplicações dosimétricas com o uso de dispositivos semicondutores fotônicos acoplados, ou seja, opto-acoplador. A seguir será apresentada uma explanação a respeito das técnicas e procedimentos relevantes para o devido entendimento dos experimentos apresentados, bem como a formação de uma base conceitual suficiente para a compreensão dos temas abordados.

Primeiramente, determina-se a dose de radiação ionizante depositada em um paciente a partir da definição dessa grandeza dosimétrica. (CEMBER; JOHNSON, 2009):

$$D = \frac{dE}{dm} \text{ (Gy)} \quad (1)$$

Onde D representa a dose absorvida pela massa irradiada, em Gray (Gy), dE representa o diferencial de energia depositada, em joules (J), dm representa o diferencial da massa exposta à radiação, em quilogramas (kg).

Para mensurar essa energia absorvida pela matéria utiliza-se um dispositivo sensível à radiação ionizante que converte esta energia em um sinal elétrico. Esta configuração compõe um dosímetro, dispositivo que mede a dose de radiação recebida (CNEN, 2020). A seguir, serão apresentados sucintamente os tipos mais comuns de dosímetros.

2.1.3.1 Câmara de ionização

A câmara de ionização é composta por dois eletrodos e uma fonte de tensão que tem como finalidade promover um campo elétrico no gás entre os eletrodos, que constitui basicamente um capacitor. A interação da radiação com o gás gera elétrons secundários produzindo ionizações. As cargas elétricas geradas são coletadas a partir do campo elétrico entre os eletrodos e mensuradas com um eletrômetro acoplado à câmara. A quantidade de ionizações será proporcional à dose de radiação ionizante incidente, tornando possível mensurar a dose onde a câmara é posicionada (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

2.1.3.2 TLD e OSL

A dosimetria termoluminescente (TLD) funciona a partir da exposição à radiação de um material que quando aquecido emite luz. Este material tem sua luminescência proporcional à dose de radiação que recebeu ao longo do período de exposição, um fenômeno físico conhecido como radiotermoluminescência, ou, simplesmente, termoluminescência (OBERHOFER, 1981).

Por outro lado, a dosimetria opticamente estimulada (OSL) utiliza luz como estímulo a um material previamente exposto a radiação ionizante. Este material, após ser exposto, adquire propriedade luminescente com intensidade proporcional à quantidade de radiação absorvida ao longo do período de exposição. O método OSL, por sua alta sensibilidade luminosa, excelente reprodutibilidade e rápida leitura é largamente usado em serviços de dosimetria de radiações ionizantes (BOTTER-JENSEN, 2003).

2.1.3.3 Dosimetria com dispositivos eletrônicos semicondutores

Na faixa de energia empregada neste trabalho, no radiodiagnóstico, dispositivos eletrônicos semicondutores são empregados como dosímetros. Isto decorre de que tais dispositivos produzem um forte sinal elétrico na interação com feixes de fótons de raios X. Além do mais, estes dispositivos de estado sólido apresentam outras vantagens como: 1) não são frágeis como a câmara de ionização; 2) operam com tensão de alimentação baixa (< 30V); 3) produzem um forte sinal elétrico (MAGALHÃES, 2007). A seguir serão explanadas as principais características dos materiais semicondutores.

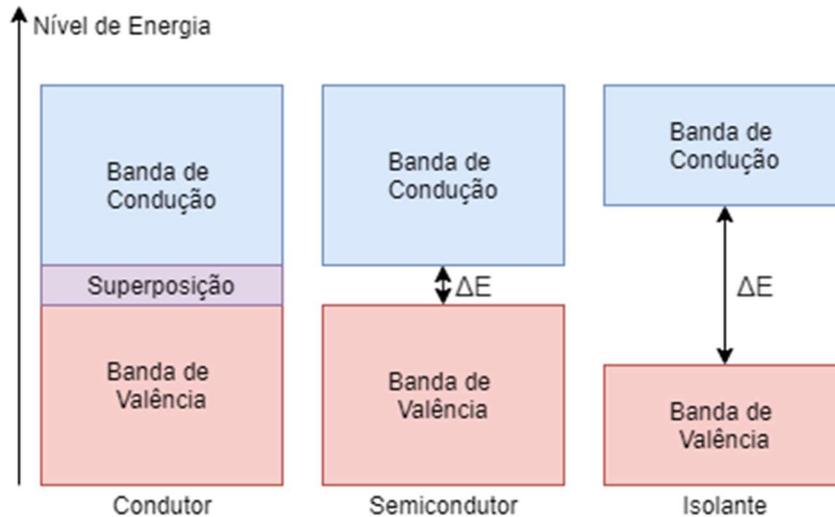
2.2 Semicondutores

Nesta seção serão introduzidos conceitos importantes a respeito de semicondutores para a evolução da discussão no presente trabalho.

2.2.1 Condutividade elétrica em sólidos

No que diz respeito à condutividade elétrica, podemos distinguir basicamente três tipos diferentes de materiais de estado sólido: isolantes, condutores e semicondutores. A definição desses três conceitos ocorre a partir do conhecimento dos estados energéticos dos elétrons e da generalização da equação de *Schrödinger* para uma grande quantidade de átomos, quando os níveis de energia individuais não são mais distinguíveis um do outro e formando amplas faixas de energia, dando origem a denominada teoria de bandas de energia de sólidos (SZE, 2002). Assim, a banda de valência é formada por níveis de energia de elétrons que estão com energia de ligação mais elevada que os demais. A banda de condução é constituída pelos níveis energéticos de elétrons que estão mais fracamente ligados aos átomos. Entre a banda de condução e a banda de valência existe o que se denomina de *gap* de energia (ΔE na Figura 2) o qual determina se o material é isolante, condutor ou semicondutor.

Figura 2 – Representação de bandas de energia para materiais condutores, semicondutores e isolantes



Fonte: O autor (2021).

Serão utilizados nos experimentos descritos mais adiante dispositivos cujo funcionamento está fundamentado nas características elétricas dos semicondutores, já que eles são constituídos por este material. Em geral, os semicondutores têm uma condutividade elétrica intermediária entre a dos isolantes e a dos condutores, podendo essa constituição variar em função da temperatura, iluminação, oxidação, campo magnético e número de impurezas em sua rede cristalina (SZE, 2002).

2.2.2 Materiais semicondutores

As propriedades elétricas de semicondutores são sensíveis à presença de impurezas, mesmo em concentrações muito pequenas, portanto pode-se distinguir os tipos de semicondutores segundo a presença ou não de impurezas em sua composição.

Quando encontrado na natureza, o material semicondutor apresenta diversos tipos de impureza provenientes do ambiente onde o mesmo foi encontrado e de como o cristal foi formado. Portanto, o processo de purificação se faz necessário para que este material seja utilizado na indústria eletrônica. Esses processos de purificação refinam o material e diminuem drasticamente a concentração de impurezas. Este material, com baixíssimo nível de impureza, consiste no semicondutor intrínseco.

Com o objetivo de alterar as propriedades elétricas do material, deposita-se impurezas no material semicondutor num processo chamado de dopagem. O material semicondutor propositalmente dopado é caracterizado como semicondutor extrínseco.

Pode-se dividir ainda os semicondutores extrínsecos em dois tipos: tipo P e tipo N. Quando as impurezas adicionadas ao cristal proporcionam o surgimento de lacunas, estas impurezas são denominadas receptoras, denominando o material como semicondutor extrínseco tipo P. Quando as impurezas adicionadas ao cristal proporcionam mais elétrons livres, estas impurezas são denominadas doadoras e tem-se, portanto, um semicondutor extrínseco tipo N.

2.2.3 Dispositivos semicondutores

Nesta seção será apresentada uma breve explanação a respeito dos dispositivos semicondutores.

2.2.3.1 *Diodo*

Quando se realiza a junção de dois materiais semicondutores extrínsecos dos tipos P e N, damos origem a uma estrutura fundamental usada em diversos tipos de dispositivos eletrônicos. Chamamos esta estrutura de junção PN.

No instante em que a junção ocorre, elétrons do material tipo N mais próximos da junção se recombinam com as lacunas mais próximas da junção no material tipo P. Esta recombinação promove uma região de neutralidade de cargas elétricas próximo à junção chamada região de depleção. Assim, as cargas fixas nesta região causam uma diferença de potencial elétrico.

Aplicando um campo elétrico direcionado do material N para o material P, temos que a separação entre elétrons e lacunas é intensificada, pois as cargas são atraídas para sentidos opostos. Porém, a partir da aplicação de um campo elétrico direcionado de P para N, temos que a separação entre elétrons e lacunas diminui e as cargas são atraídas para mais perto da região de depleção. Com a aplicação de um campo elétrico devidamente intenso, isto é, suficiente para ultrapassar a barreira de potencial elétrico, consegue-se promover um fluxo contínuo de elétrons através da junção. Percebe-se então que a junção PN apenas permite a passagem de

corrente elétrica numa única direção. Ao dispositivo composto por uma única junção PN damos o nome de diodo.

2.2.3.2 Transistor Bipolar de Junção

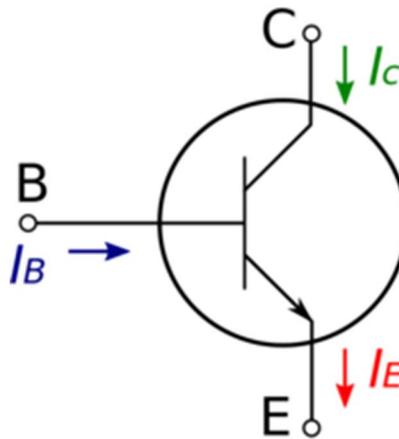
O transistor bipolar de junção (TBJ) é um dispositivo semicondutor composto por três materiais semicondutores de dopagens diferentes, podendo ser dois do tipo N e um tipo P ou dois do tipo P e um do tipo N. De toda forma, tem-se duas junções PN e três regiões distintas denominadas emissor, base e coletor, cada região com concentrações de dopagem diferentes e ligadas a um terminal metálico para acesso externo. O princípio básico de operação de um TBJ dá-se por meio do uso de uma tensão entre emissor e coletor, cuja intensidade da corrente produzida é controlada através da excursão da corrente na base (SEDRA e SMITH, 2012).

O TBJ pode se apresentar por dois tipos: o transistor NPN, quando a base é do tipo P e as outras regiões são do tipo N, ou o transistor PNP, quando a base é do tipo N e as outras regiões são do tipo P. As junções que surgem por meio de união entre os materiais são conhecidas como junção base-emissor (J_{BE}) e junção base-coletor (J_{BC}). A partir do direcionamento do campo elétrico através destas junções (polarização), é possível implementar diferentes modos de funcionamento. Nesta explanação serão considerados apenas transistores NPN e montagens em emissor-comum.

J_{BE} , quando polarizada diretamente, promoverá uma corrente composta por duas componentes: elétrons provenientes no emissor e lacunas provenientes na base, causando a passagem de corrente através da junção. No caminho, alguns elétrons que estão se difundindo através da região da base se recombinam com as lacunas, mas como esta região é muito estreita e fracamente dopada, a porcentagem de elétrons perdidos por recombinação é muito pequena (BOGART, 2001). J_{BC} é polarizada reversamente e isso gera um forte potencial o qual atrai fortemente elétrons transitando na região de base. Devido à forte dopagem do emissor e da pequena espessura da base que é levemente dopada (SZE, 2002), uma corrente resultante é assim direcionada ao coletor, corrente está muito maior que a corrente de base. As polarizações de descritas acima constituem a operação do TBJ no modo ativo, que é utilizado no decorrer deste trabalho. Assim, a corrente

de coletor é dezenas ou centenas de vezes maior que a corrente de base, e por isso, se denomina de fator de amplificação, ou ganho do transistor, a relação entre a corrente de coletor e a corrente de base, $\beta = I_C / I_B$. A Figura 3 ilustra o símbolo do TBJ e as suas respectivas correntes de entrada (I_B) e saída (I_C) na configuração emissor comum, operando no modo ativo.

Figura 3 – TBJ NPN e as correntes em seus terminais



Fonte: <https://www.watelectronics.com/difference-between-bjt-and-fet/>, 2019

2.2.4 Técnica de dosimetria com dispositivos eletrônicos semicondutores

Nesta seção será apresentada uma breve explanação a respeito da técnica de dosimetria com dispositivos semicondutores.

2.2.4.1 Fotodiodo

O fotodiodo é um dispositivo eletrônico baseado no diodo de junção, já discutido anteriormente, que tem suas características elétricas dependentes da luz que incide sobre ele. Isto se dá a partir da exposição da junção à luz. Quando os fótons incidem na junção, ionizando alguns dos átomos, produzem pares elétrons-lacunas provocando a variação do comprimento da região de depleção que, por sua vez, provoca variações da condutividade elétrica e conseqüentemente na corrente através da junção. Esta corrente é denominada de fotocorrente.

A utilização de fotodiodos em dosimetria já é amplamente conhecida e é implementada a partir da análise da variação do sinal elétrico desses dispositivos

quando são submetidos aos feixes de raios X (MAGALHÃES, 2007). Esta análise é realizada medindo a corrente da junção quando o dispositivo é polarizado reversamente. Primeiramente analisa-se estes sinais antes de qualquer exposição do fotodiodo aos feixes de raios X. Posteriormente irradia-se o dispositivo, os sinais elétricos são medidos durante a exposição aos feixes de raios X. A diferença líquida entre o sinal com raios X e o sinal sem raios X irá corresponder à resposta do fotodiodo aos feixes de raios X.

2.2.4.2 Fototransistor

O funcionamento do fototransistor tem o princípio semelhante ao fotodiodo. Neste caso a junção base-coletor funciona como um fotodiodo exposto à luz e tem-se pares elétrons-lacunas produzidos na interação dos fótons de luz com os átomos que compõem o material semicondutor. Esta fotocorrente consistirá na corrente de base I_B de um TBJ que é amplificada pelo ganho do fototransistor (SEDRA e SMITH, 2012).

Fototransistores também têm sido largamente utilizados na medição de dose de radiações ionizantes. Tem-se que a corrente produzida a partir da interação dos fótons de raios X com o dispositivo como um todo (encapsulamento + pastilha) produz uma corrente elétrica proporcional à intensidade fotônica do feixe (MAGALHÃES, 2007).

2.2.4.3 Opto-acoplador

O opto-acoplador consiste num dispositivo que utiliza um diodo emissor de luz (LED) para excitar a base de um fototransistor. Este conjunto permanece encapsulado e devidamente alinhado para seu devido funcionamento. Tem-se que a corrente que flui através do transistor é controlada a partir da luz proveniente do LED. Opto-acopladores são largamente utilizados na indústria para isolar diferentes partes de circuitos elétricos, acoplando-os exclusivamente através de luz. Os trabalhos que utilizam o opto-acoplador em dosimetria são muito escassos e o método proposto neste trabalho nunca foi realizado anteriormente, segundo prospecção tecnológica realizada durante o desenvolvimento desta técnica.

2.2.5 Danos da radiação em dispositivos semicondutores

A partir da transferência de energia de partículas e fótons para a matéria podemos analisar diversos efeitos e processos. Quando, a troca de energia entre os fótons emitidos e os átomos nos cristais de semicondutores provoca emissão de elétrons, ocorre uma perda de energia por ionização. Também é possível o deslocamento de átomos ou colisões nas quais os átomos dissipam tal energia através de vibrações (SPIELER, 2005).

As interações não resultantes da ionização ocorrem em menor número comparadas às que resultam da ionização (LUTZ, 2007). Contudo, os defeitos causados pelos átomos deslocados ainda são de extrema relevância para o escopo deste trabalho que foca em semicondutores. Restringindo, portanto, nosso estudo em termos de danos causados pela radiação, estudaremos basicamente os dois principais mecanismos: o deslocamento atômico e os danos de ionização.

2.2.5.1 Danos de deslocamento

No caso do deslocamento atômico a radiação incidente desloca átomos de seus locais na rede cristalina e, como consequência, tem-se a criação de vacâncias na estrutura. Estes defeitos, denominados defeitos de Frenkel, promovem diferentes concentrações de cargas em diferentes regiões do cristal semicondutor. Os defeitos provocam alterações nas características elétricas do semicondutor, reduzindo a distância entre a banda de valência e a banda de condução (LUTZ, 2007).

2.2.5.2 Danos de ionização

Por sua vez, no dano por ionização a energia dos fótons emitidos é absorvida por elétrons dos átomos no material dielétrico que se situa logo acima do semicondutor, promovendo ionização e uma concentração de portadores de cargas fixas. Esta diferença de concentração de cargas gera como consequência campos elétricos parasitas que interferem na resposta elétrica já conhecida dos dispositivos. (SPIELER, 2005).

2.2.6 Método proposto (Dosimetria com acoplador óptico)

A proposta deste trabalho consiste na implementação de um método que funciona a partir da irradiação de um dispositivo acoplador óptico. Neste processo, o diodo emissor de luz (LED) será isolado com uma capa de chumbo e o fotodetector será irradiado com raios X, a partir disso, sofrerá alterações em sua estrutura cristalina e, portanto, apresentará alterações em sua resposta elétrica. O sinal de saída do fototransistor é utilizado num circuito digital de realimentação que utiliza a fonte de corrente do LED no opto-acoplador de modo que o fototransistor seja mantido num ponto de operação constante. O dispositivo é exposto à radiação, com efeito, é gerado um sinal de saída diferente do observado antes da exposição. O sinal de saída integrado no tempo é digitalizado e armazenado, correspondendo assim à dose acumulada durante a exposição.

A inovação do método de dosimetria baseia-se então em mensurar a dose a partir da variação das características elétricas do fototransistor dentro do opto-acoplador a partir da excitação do LED. Três fatores foram motivadores para o desenvolvimento da inovação aqui proposta: 1) o fato do LED e o fototransistor ter uma distância constante entre eles; 2) o fototransistor ser blindado da luz visível evitando sinais ruidosos do ambiente; 3) a possibilidade de controlar a corrente do LED, e conseqüentemente o sinal no fototransistor, ou seja, seu ponto de operação, para avaliar as alterações em seu estado optoeletrônico. Isto proporcionará mensurar a resposta de tal dispositivo em função da dose de radiação recebida durante uma exposição aos feixes de raios X. Ou seja, cada vez que o dispositivo é irradiado pode-se sistematicamente mensurar a dose de raios X a que o opto-acoplador foi exposto.

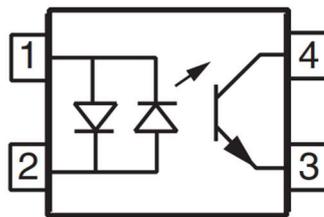
3 MATERIAIS E MÉTODOS

Nesta seção estão apresentados os materiais e métodos utilizado durante a execução dos experimentos.

3.1 Materiais

Nos experimentos pretende-se utilizar dispositivos fotoemissores e fotodetectores opticamente acoplados no mesmo encapsulamento. Estes dispositivos são relativamente pequenos, sendo de fácil manuseio durante os experimentos e bastante acessíveis no mercado.

Figura 4 - Esquema interno de acoplador optoeletrônico



Fonte: Datasheet do SFH620A, 2015

3.1.1 Opto-acopladores

Neste trabalho foram utilizados três tipos de acopladores ópticos diferentes conforme a Tabela 1.

Tabela 1 – Dispositivos utilizados no experimento

Dispositivo	Marca	Encapsulamento	Tipo
HCPL-181	Broadcom	TSOP-4	DC
HMHA2801	Fairchild	TSOP-4	DC
SFH620A	Vishay	DIP-4	AC

Fonte: O autor (2021).

3.1.2 Instrumentos eletrônicos de medição

Os instrumentos utilizados no levantamento dos sinais elétricos foram: o analisador de parâmetros Keithley 4200A-SCS, Multímetro Fluke 8508A, o sistema

fonte/medidor Keithley 6430, ambos pertencente ao Laboratório de Instrumentação Nuclear (LIN) do Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste (CRCN-NE), e o Sistema eletrônico Sciens, modelo EFF1705, cedido pela empresa Sciens para efetuar as experimentações. O detector de referência utilizado para as medições das taxas de dose consistiu na câmara de ionização modelo R10X5-6, marca Radcal.

3.1.3 Equipamento de raios X

O gerador de feixes de raios X diagnósticos utilizados nos experimentos foi o equipamento de raios X modelo Polymat 30/50 PLUS, Siemens, pertencente ao Laboratório de Física Médica do CRCN-NE.

3.2 Métodos

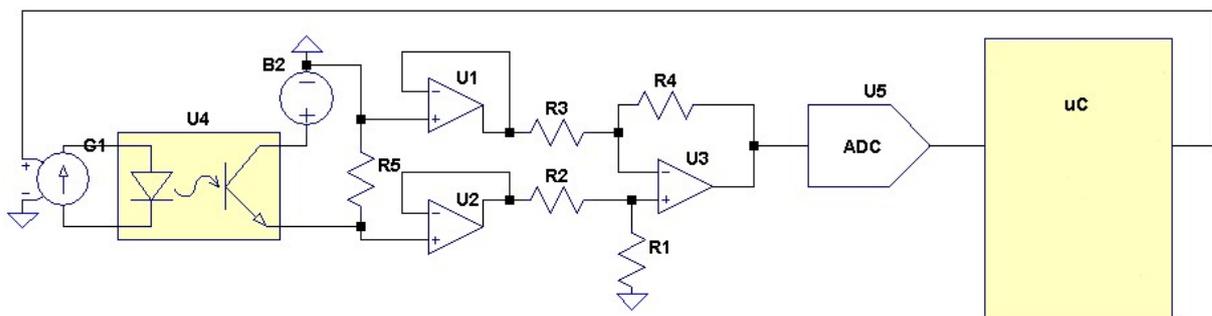
A primeira metodologia consiste na forma inovadora de mensurar a dose em feixes de raios X diagnósticos com o opto-acoplador. De fato, baseado nos aspectos motivadores da pesquisa que foram anteriormente apresentados, desenvolveu-se a técnica de mensuração da dose com um opto-acoplador que é inédita até onde se sabe. Outros métodos utilizados neste trabalho consistem em realizar certas análises típicas da resposta de novos sensores de radiação, a saber: 1) Resposta do dispositivo em função do potencial do tubo de raios X; 2) Influência da carga de trabalho do equipamento de raios X diagnósticos; 3) Reprodutibilidade das leituras efetuadas ao se repetir os experimentos. Outra análise muito comum consiste na dependência angular do dispositivo, entretanto, este não é o caso uma vez que o sensor deve ser posicionado em um ângulo de 45° em relação a face do opto-acoplador, isto é, a geometria do experimento é fixa, faz parte do método de mensuração da dose.

3.2.1 Circuito e modo de operação

O método aqui proposto consiste no estudo da resposta do fotodetector de forma que o efeito da irradiação no dispositivo produza alterações tais que o sinal de saída seja correlacionado à dose de radiação no ponto em que o dispositivo se encontra. De fato, neste tipo de estudo é desejado que haja alterações elétricas para

que o sinal lido seja correlacionado à dose de radiação recebida pelo dispositivo. Na Figura 5 pode-se observar o circuito elétrico utilizado para a execução do experimento. Foi utilizado um amplificador de instrumentação para amplificar a corrente de saída em forma de tensão. Posteriormente o sinal amplificado passa por um conversor analógico digital (ADC) para que o sinal seja processado digitalmente por um microcontrolador e então correlacionar com a dose recebida pelo dispositivo. Apesar de existir um ADC dentro do próprio microcontrolador, ele não foi utilizado pelo fato de não ter alta precisão, e então escolheu-se um ADC externo. O sinal de saída do microcontrolador também controla a fonte de corrente, para ter um sistema de realimentação digital que é utilizado para reestabelecer o ponto de operação do fototransistor e assim poder registrar no próprio microcontrolador o quanto seu estado elétrico foi alterado devido ao processo de irradiação. Em suma, cada vez que o fototransistor do acoplador óptico sofre alteração elétrica a corrente do LED deve ser aumentada para manter o fototransistor no mesmo ponto de operação que estava antes, e esta diferença de valor fica registrada no registrador do microcontrolador.

Figura 5 - Esquema elétrico do circuito adotado na metodologia de dosimetria optoeletrônica



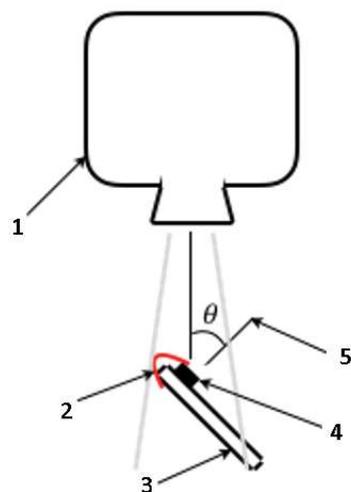
Fonte: O autor (2021).

3.2.2 Arranjo Experimental

O arranjo experimental está ilustrado na Figura 6a. Onde 1 representa o equipamento de raios X; 2 representa a proteção de chumbo que protegerá o LED, 3 representa a placa de circuito impresso (PCI) onde o opto-acoplador está soldado, 4 representa o dispositivo a ser irradiado e 5 representa o plano da face do

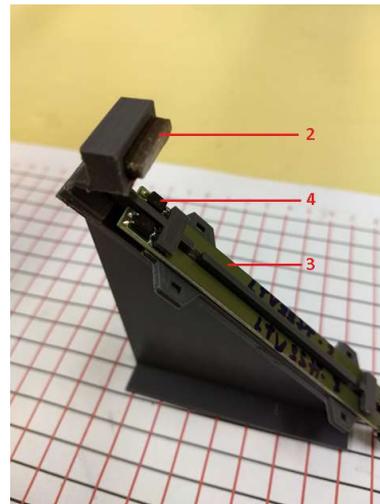
fototransistor dentro do opto-acoplador. A incidência do feixe de raios X será com ângulo θ em relação a face do dispositivo para que, desta forma, mais fótons alcancem a face da base do fototransistor. A radiação atinge a face da base do transistor a partir do efeito *build-up*, em que mais elétrons são produzidos no encapsulamento do dispositivo atingindo o semiconductor com mais intensidade do que a partir de um feixe de raios X direto. A capa de chumbo (blindagem) tem a função de blindar o LED interno dos fótons de raios X, evitando dano a ele e garantindo que apenas o fototransistor seja afetado pela radiação. Foi confeccionada uma peça para garantir estabilidade quanto ao posicionamento dos acopladores ópticos diante do feixe de raios X, Figura 6b. A distância fonte-detector foi fixada em 32,0 cm.

Figura 6 - Arranjo Experimental



Fonte: O autor (2021).

a)



Fonte: O autor (2021).

b)

3.2.3 Resposta do dispositivo opto-acoplador em função do potencial do tubo de raios X

Sabe-se que à medida em que a energia dos fótons de raios X aumenta os sensores de radiação, em geral, não respondem exatamente da mesma forma (IAEA, 2014). Assim, nesta metodologia foi sistematicamente variada a tensão de

tubo de raios X para efetuar uma comparação entre a leitura do opto-acoplador e o detector de referência, que é a câmara de ionização utilizada nos experimentos. Como o equipamento utilizado tem em seu painel de controle os valores de potencial de tubo de raios X pré-estabelecidos, tem-se na tabela 2 esses valores utilizados nos experimentos.

Tabela 2 – Potenciais de tubo de raios X com as respectivas taxas de doses utilizadas nos experimentos (carga de trabalho igual a 100mAs)

Parâmetros do feixe de Raios X	
Potencial no tubo de raios X (kV)	Taxa de Dose (mGy/s)
52	13,0
63	20,4
77	30,5
90	41,3
102	52,8
117	67,7
125	75,9

Fonte: O autor (2021).

3.2.4 Análise do efeito da carga de trabalho no desempenho do opto-acoplador

A carga de trabalho (*workload* – em inglês) em um equipamento de raios X diagnóstico é um parâmetro importante no que diz respeito à dose de radiação ionizante que um paciente se submete ao se expor num exame radiográfico. Na realidade trata-se do produto da corrente de tubo de raios X (I_{TRX}), em geral dada em mA, pelo tempo de exposição que é dado em segundos, e normalmente os valores são pré-selecionados no painel de controle do equipamento em mAs. Por exemplo, selecionando a carga de trabalho de 100mAs e um tempo de exposição de 1 s, tem-se então $I_{TRX}=100\text{mA}$. Sabe-se que I_{TRX} é um parâmetro que impõe a intensidade fôtonica da radiação e que está diretamente correlacionado à dose que um paciente

recebe (IAEA, 2014). A tabela 3 apresenta os valores de carga de trabalho utilizados neste trabalho.

Tabela 3 – Valores de carga de trabalho utilizados nos experimentos

Carga de trabalho pré-selecionadas equipamento de raios X							
mAs	25	50	80	100	125	160	200

Fonte: O autor (2021).

3.2.5 Efeito da polarização fotônica do fototransistor na sensibilidade aos raios X

Esta análise consiste em verificar se há influência da polarização fotônica do fototransistor com respeito à sensibilidade dele aos feixes de raios X aplicados ao diagnóstico médico. Assim, o LED foi polarizado com alguns valores de corrente de forma que a medição da corrente devido aos raios X fosse medido em cada polarização fotônica. Os valores da corrente de LED foram variados sistematicamente entre 0 e 100 μA , em degraus de 10 μA . O experimento foi realizado primeiro sem qualquer radiação ionizante, e depois foi refeito com um feixe de raios X gerados a partir de um potencial de 102kV e uma carga de trabalho de 100mAs, em um intervalo de tempo de 1600ms.

3.2.6 Resposta do circuito optoeletrônico com a dose em feixes de raios X diagnósticos

A validação do método optoeletrônico de mensuração da dose em feixes de raios X, que é aplicado ao diagnóstico médico (exames de radiografia convencional), pode ser apresentada em função da variação da corrente no LED do opto-acoplador após repetidas exposições do dispositivo eletrônico. Os valores de aumento da corrente de LED representam assim a variação do sinal elétrico que foi necessária aplicar para que o fototransistor do opto-acoplador retornasse ao ponto de operação original que tinha antes de ser irradiado.

Este experimento foi realizado após o dispositivo receber uma dose acumulada de 1114,2 mGy. Para tanto, foram feitas duas repetições com o dispositivo irradiado com os potenciais de 77, 102 e 125 kV, sendo que para cada potencial de tubo foram feitos em três cargas de trabalho: 50, 100, 200, mAs.

3.2.7 Reprodutibilidade

Como já visto anteriormente, os feixes de raios X provocam danos na estrutura dos cristais semicondutores causando imperfeições e modificando sua resposta elétrica. Pode-se citar como exemplo a alteração dos valores de resistência elétrica. Estes efeitos podem limitar o uso dos dispositivos e se faz necessário verificar a reprodutibilidade da leitura dos dispositivos quando irradiado pelo mesmo valor de dose repetidamente. Para tanto, foram feitas 20 exposições com quatro acopladores óticos: dois HCPL-181 e dois SFH620A. Basicamente, a diferença entre os dois tipos se encontra no encapsulamento. Além do mais, escolheu-se propositadamente dois HCPL-181 com ganhos bastante diferentes, ao passo que, os dois SFH620A têm valor de ganho muito próximos.

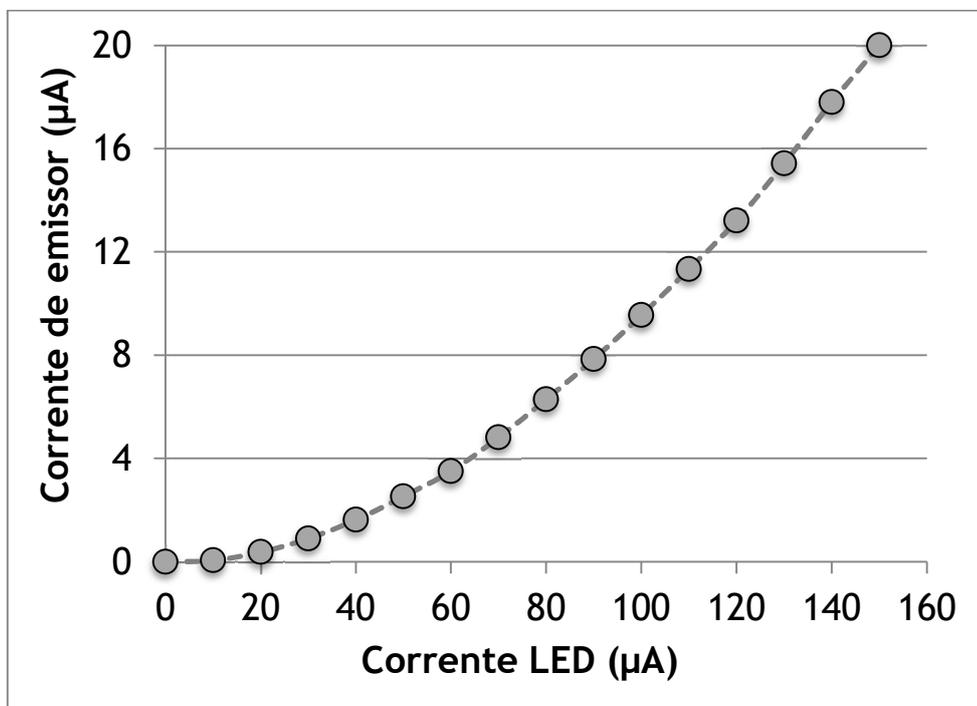
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Nesta seção são apresentados os resultados bem como as discussões existentes a partir do trabalho executado.

4.1 Caracterização elétrica dos opto-acopladores

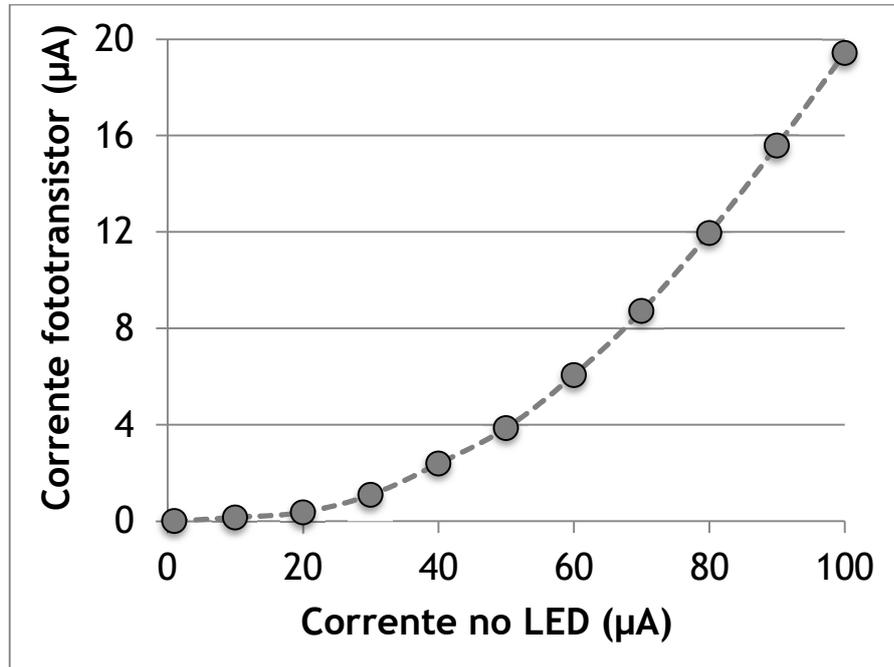
As Figuras 7, 8 e 9 apresentam os resultados da caracterização elétrica dos dispositivos opto-acopladores utilizados neste trabalho. Essa caracterização foi realizada excitando os LEDs dos opto-acopladores enquanto a medição da corrente do emissor era sistematicamente medida. Pode-se observar um comportamento monotônico crescente da corrente de emissor em função da corrente do LED em todos os tipos de opto-acopladores. Este resultado conduz a concluir que, na faixa de corrente de LED utilizada para excitação do fototransistor, as respostas dos opto-acopladores são semelhantes.

Figura 7 – Caracterização optoeletrônica do dispositivo SFH620A



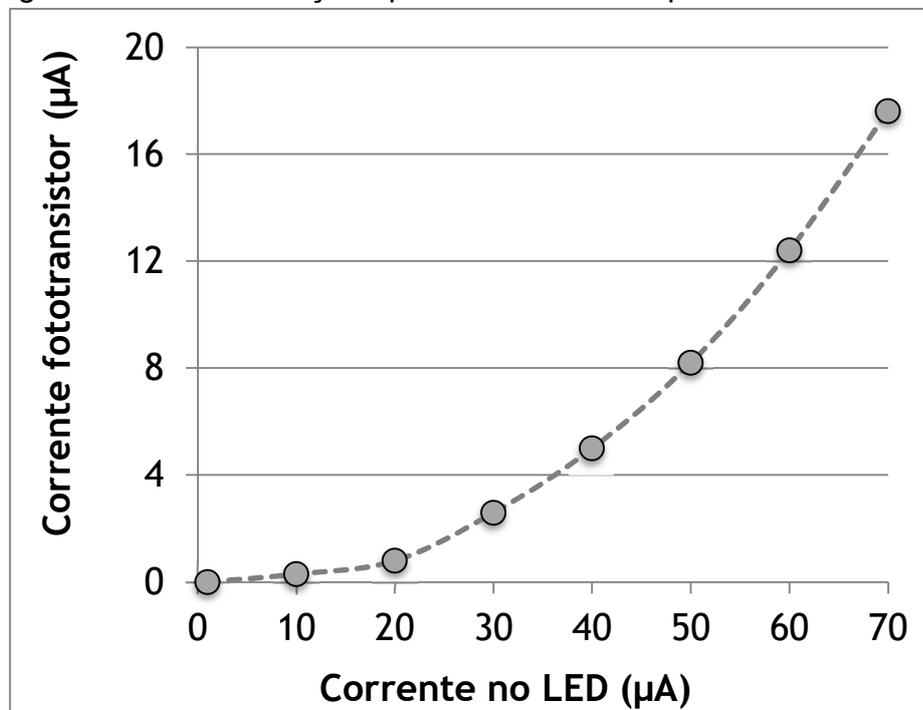
Fonte: O autor (2021).

Figura 8 – Caracterização optoeletrônica do dispositivo HMHA2801



Fonte: O autor (2021).

Figura 9 – Caracterização optoeletrônica do dispositivo HCPL-181.



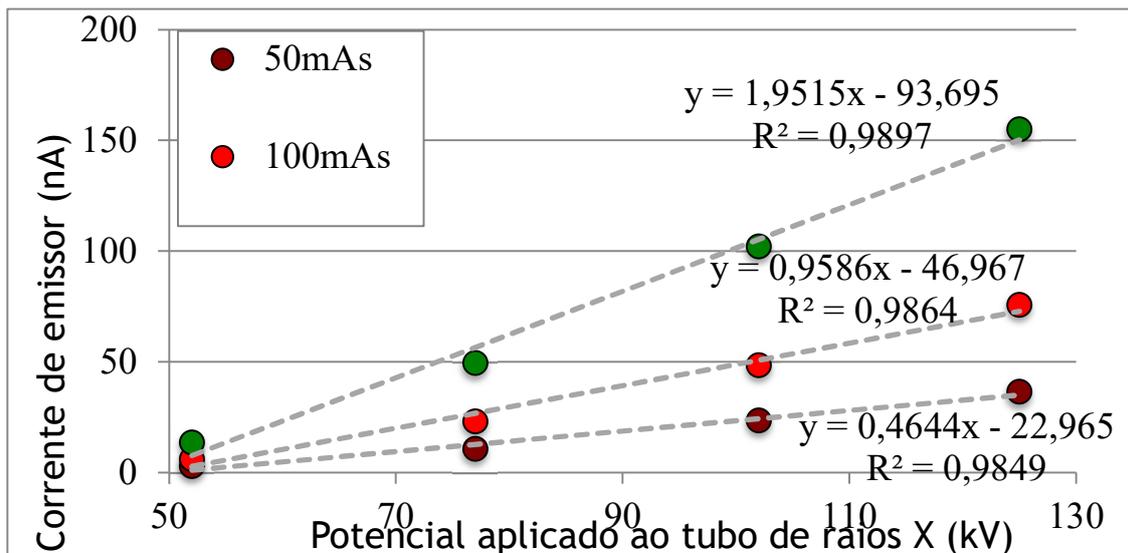
Fonte: O autor (2021).

4.2 Resposta do dispositivo opto-acoplador em função do potencial do tubo de raios X

Os opto-acopladores foram expostos a diferentes potenciais de tubo e em pelo menos três valores de carga de trabalho. As Figuras 10, 11, 12 e 13 apresentam a resposta dos dispositivos optoeletrônicos em função do potencial do tubo de raios X conforme a tabela 2. Para este experimento foram escolhidas as cargas de trabalho de 50, 100 e 200mAs. As leituras da corrente de emissor foram parametrizadas com 5V de tensão entre coletor e emissor. A partir dos resultados obtidos, o comportamento dos dispositivos foi analisado para cada valor de energia e carga de trabalho. A exposição à radiação ocorreu durante o intervalo de tempo de 1600ms para cada dispositivo pré-selecionado no painel de controle do equipamento de raios X.

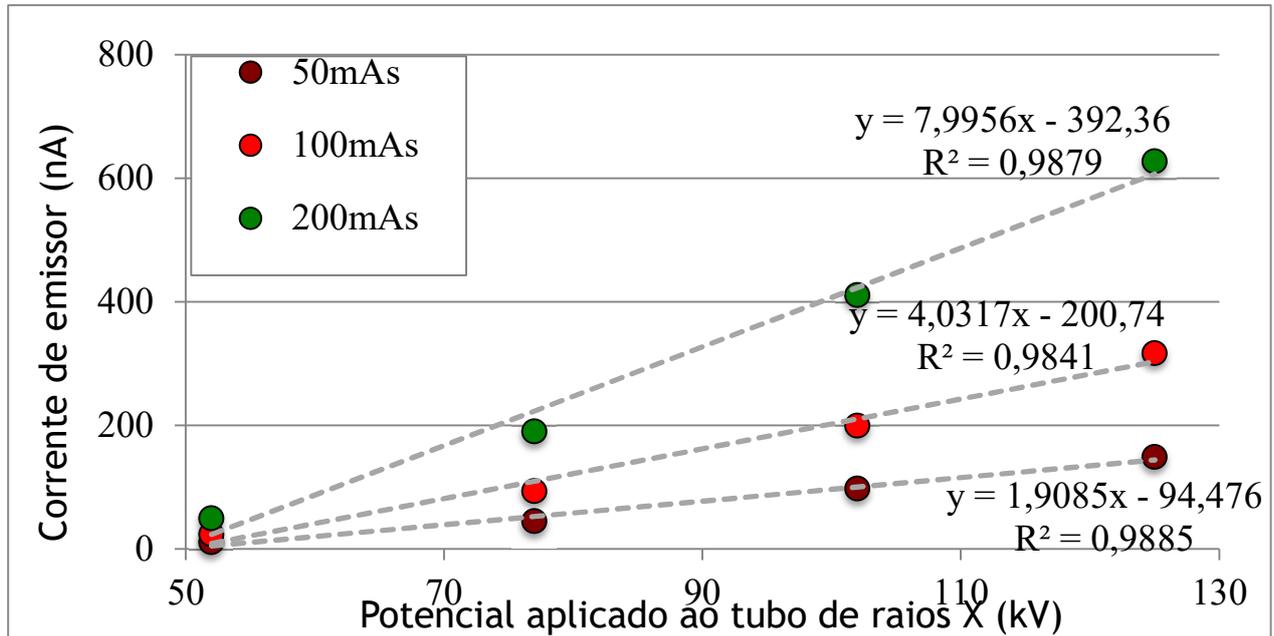
Para fins de comparação, a Figura 14 mostra o comportamento da taxa de dose medida com uma câmara de ionização com relação aos valores de potenciais de tubo de raios X. Pode-se observar que, para qualquer carga de trabalho utilizada neste trabalho, a resposta dos opto-acopladores é de fato semelhante à da câmara de ionização.

Figura 10 – Corrente de emissor em função do potencial de tubo aplicado ao tubo de raios X do dispositivo HCPL-181(1)



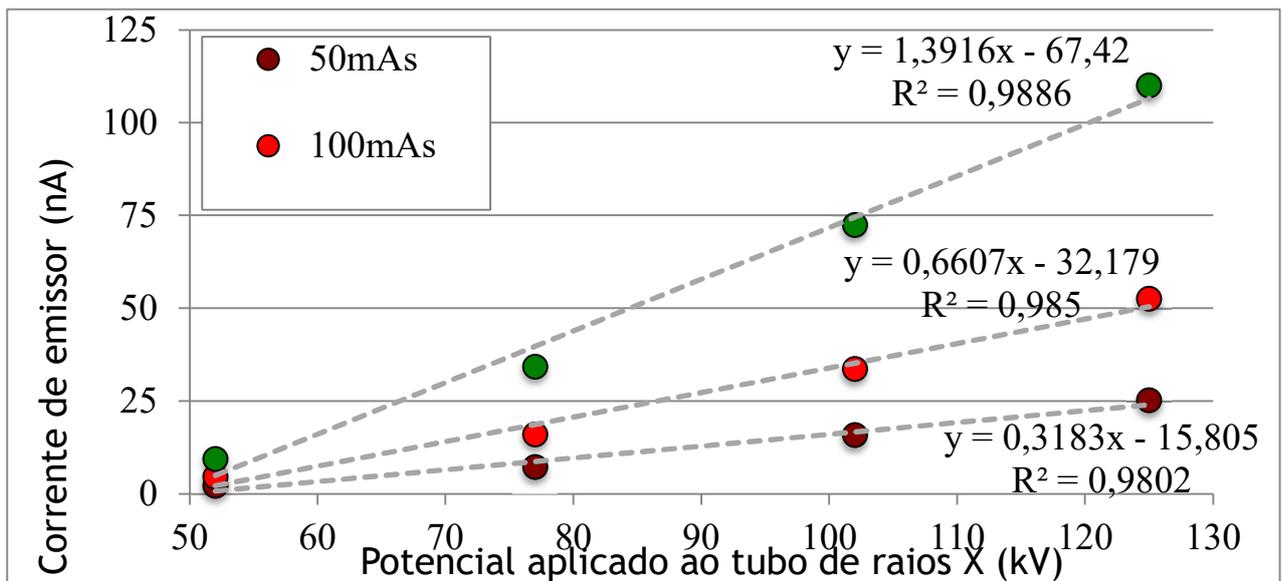
Fonte: O autor (2021).

Figura 11 – Corrente de emissor em função do potencial de tubo aplicado ao tubo de raios X do dispositivo HCPL-181(2).



Fonte: O autor (2021).

Figura 12 – Corrente de emissor em função do potencial de tubo aplicado ao tubo de raios X do dispositivo SFH620A(1).



Fonte: O autor (2021).

Figura 13 – Corrente de emissor em função do potencial de tubo aplicado ao tubo de raios X do dispositivo SFH620A(2).

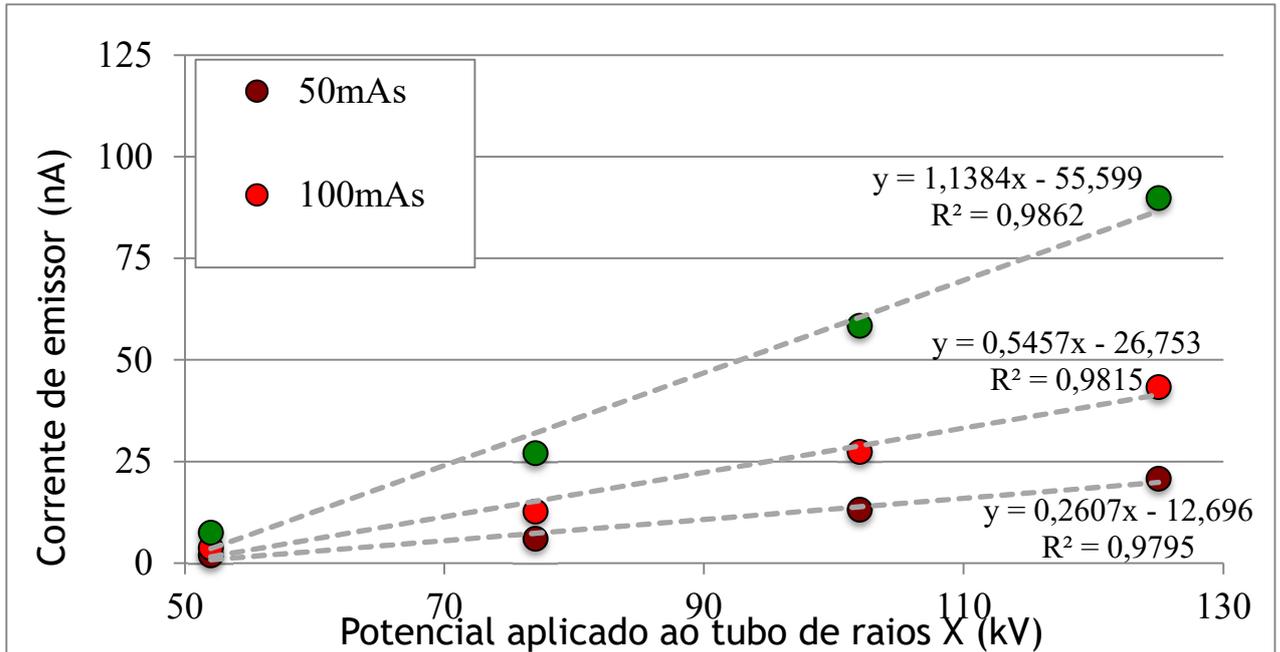
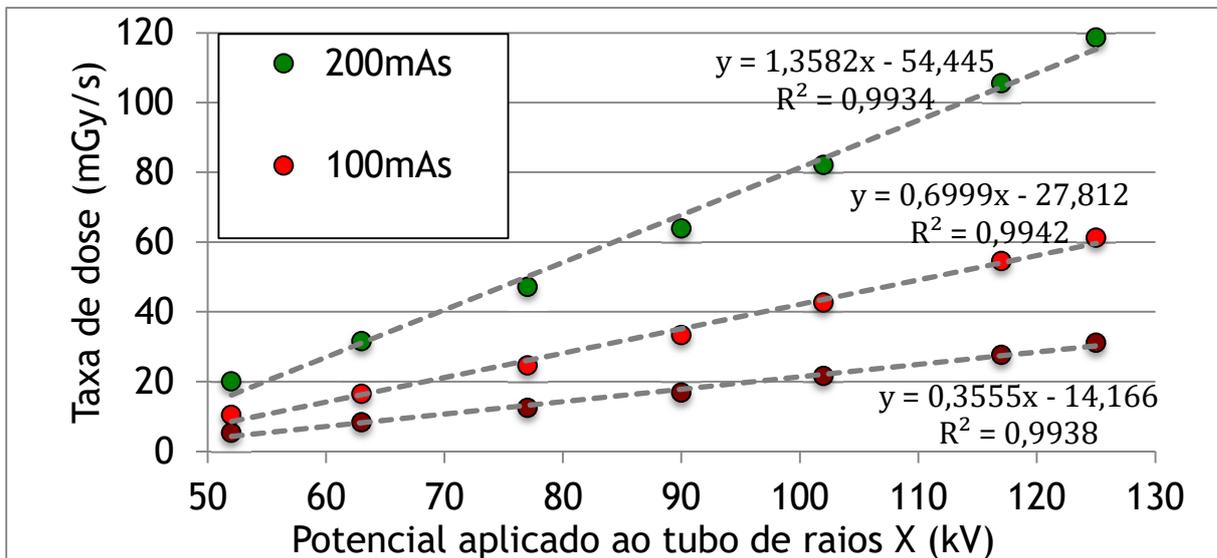


Figura 14 - Taxa de Dose em função do potencial aplicado ao tubo de raios X medido com a câmara de ionização.



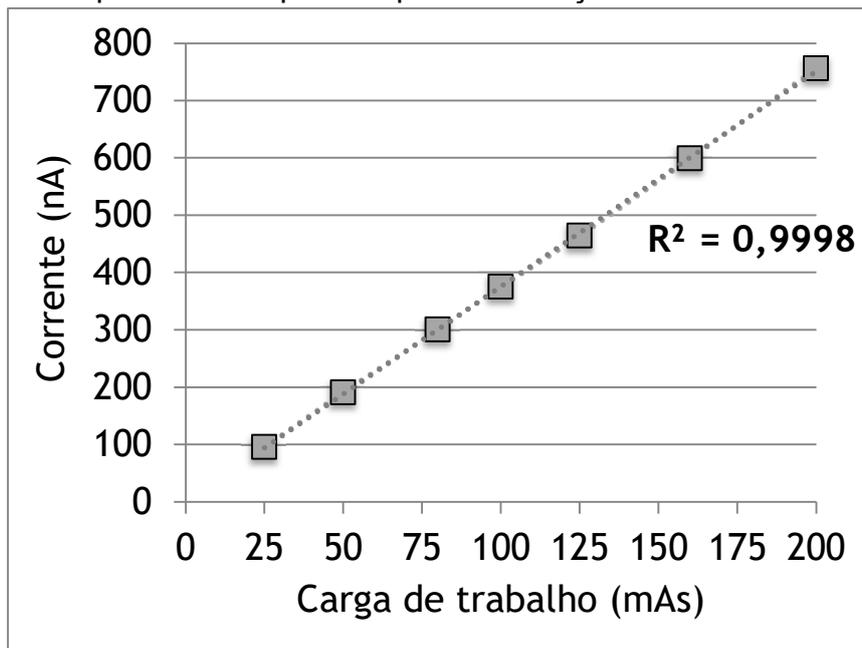
Embora cada dispositivo apresente individualmente sua própria sensibilidade aos feixes de raios X, pode-se verificar uma forte semelhança entre as curvas que foram obtidas, sendo a principal diferença os valores absolutos das correntes

geradas em cada dispositivo devido à própria sensibilidade. Também pode-se observar uma resposta muito semelhante à câmara de ionização na faixa de potencial utilizada.

4.3 Efeito da carga de trabalho no desempenho do opto-acoplador

Para ilustrar como o dispositivo opto-acoplador responde as diversas cargas de trabalho pré-selecionadas no equipamento de raios X a Figura 15 apresenta um gráfico da corrente de emissor em função dos valores de carga de trabalho pré-selecionados. Pode-se observar que o efeito da corrente de tubo de raios X é exatamente o que é esperado, ou seja, a intensidade fotônica de raios X produz uma intensidade proporcional a corrente de emissor.

Figura 15 - Resposta do acoplador óptico em função da corrente de tubo de raios X.

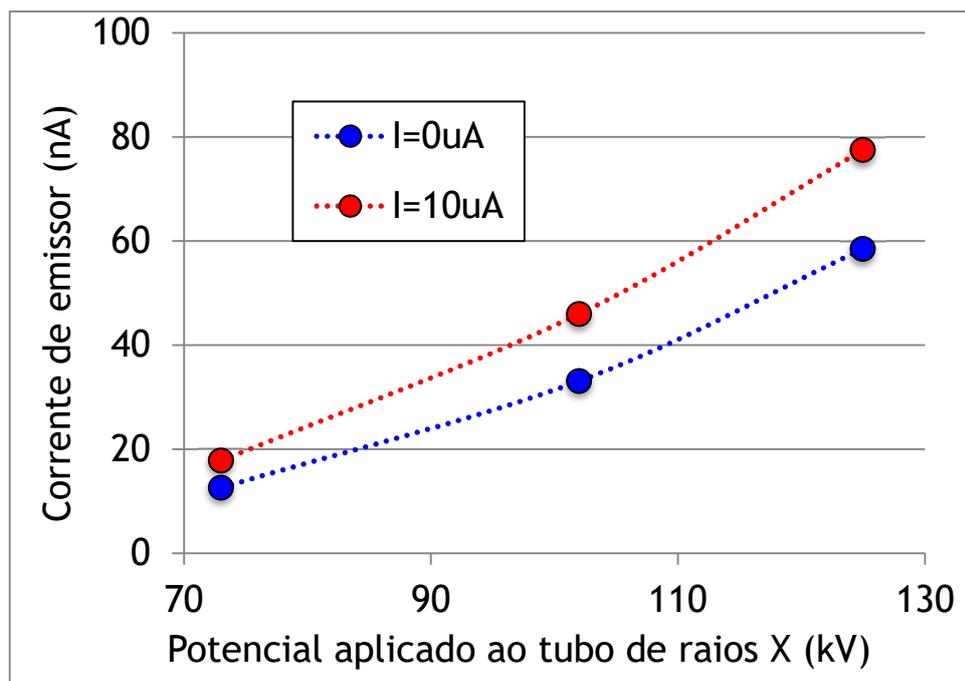


Fonte: O autor (2021).

4.4 Efeito da polarização fotônica do fototransistor na sensibilidade aos raios X

Esta análise consistiu em verificar se há influência da polarização fotônica do fototransistor na sua sensibilidade. A Figura 16 ilustra o resultado que foi obtido com o fototransistor do opto-acoplador sem e com polarização fotônica para 10 μA no LED. Pode-se verificar que quando o LED emite uma intensidade fotônica correspondente a uma corrente de 10 μA a sensibilidade aos feixes de raios X do fototransistor melhora razoavelmente. Por este motivo um experimento foi realizado para verificar o quanto essa polarização do LED influencia na resposta do opto-acoplador em relação aos feixes de raios X aplicados ao radiodiagnóstico.

Figura 16 - Resposta aos feixes de raios X do acoplador óptico com polarização fotônica.



Fonte: O autor (2021).

O experimento foi implementado com 2 opto-acopladores irradiados simultaneamente e para concluir a comparação da resposta aos raios X do opto-acoplador foi calculado a relação sinal/ruído (*SNR*), em decibéis, para cada polarização utilizada até 95 μA . Os resultados estão apresentados na tabela 5. Pode-se observar que, de fato, a melhor relação sinal/ruído consiste exatamente quando não há qualquer polarização fotônica no dispositivo vinda do LED.

Tabela 4 – Relação sinal/ruído para correntes no LED de 0 a 95 μ A.

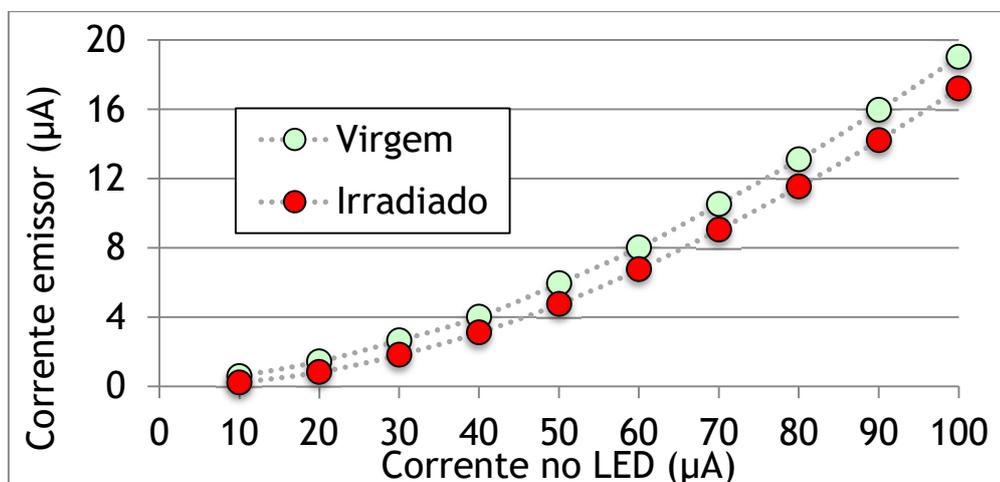
Corrente no LED (μ A)	0	10	20	40	60	80	95
SFH620(1) – SNR (dB)	51	8	1	-17	-26	-31	-34
SFH620(2) – SNR (dB)	51	5	-5	-21	-28	-32	-37

Fonte: O autor (2021).

4.5 Resposta do circuito optoeletrônico à dose em feixes de raios X diagnósticos

A Figura 17 apresenta a resposta do circuito optoeletrônico em função da dose de raios X que um opto-acoplador apresenta para uma dada corrente de polarização fotônica vinda do LED. Pode-se observar que há uma sistemática variação na corrente de emissor após irradiação para cada polarização de corrente de LED. Assim, esse degrau de corrente de LED é registrado no registrador do microcontrolador e representa de fato a dose que o dispositivo recebeu durante o procedimento de irradiação.

Figura 17 – Resposta do opto-acoplador em função da dose acumulada de 1114,2 mGy de raios X.



Fonte: O autor (2021).

A partir da resposta do sistema com a dose pode-se verificar que o degrau de corrente de LED registrada pelo microcontrolador não é constante. A tabela 5 apresenta os valores de cada degrau de corrente no LED que foram registrados para esse experimento. Isto significa que se pode então escolher uma polarização fotônica de corrente no LED para poder registrar o valor da dose pelo método proposto.

Tabela 5 – Variação nos degraus de polarização no LED para uma dose acumulada de 560 mGy.

I (μ A)	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
Variação Sensor (nA)	0,38	0,62	0,83	0,92	1,19	1,26	1,48	1,56	1,75	1,82

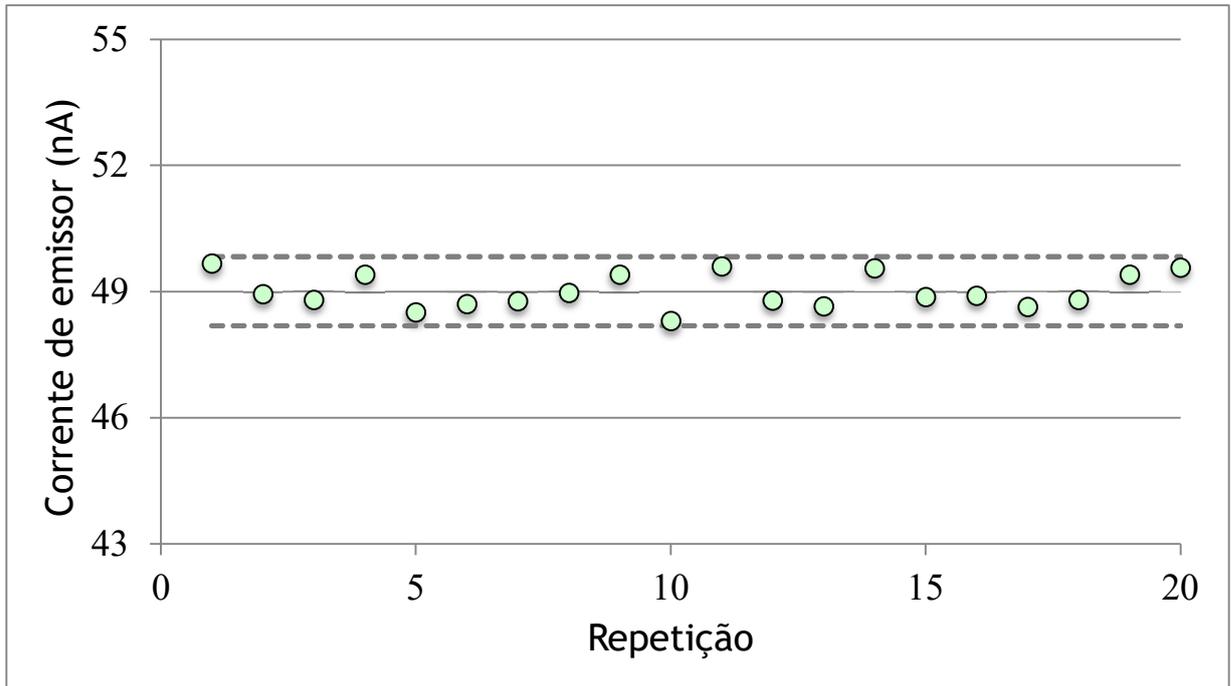
Fonte: O autor (2021).

4.6 Reprodutibilidade

Os resultados referentes a reprodutibilidade da leitura dos dois tipos de optoacopladores, HCPL-181 e SFH620A, estão mostrados nas figuras 18, 19, 20 e 21, respectivamente. Pode-se observar que nos dispositivos HCPL-181, os quais possuem valor de ganho bem diferentes entre si, as leituras ficam compreendidas dentro do intervalo de duas vezes o desvio padrão.

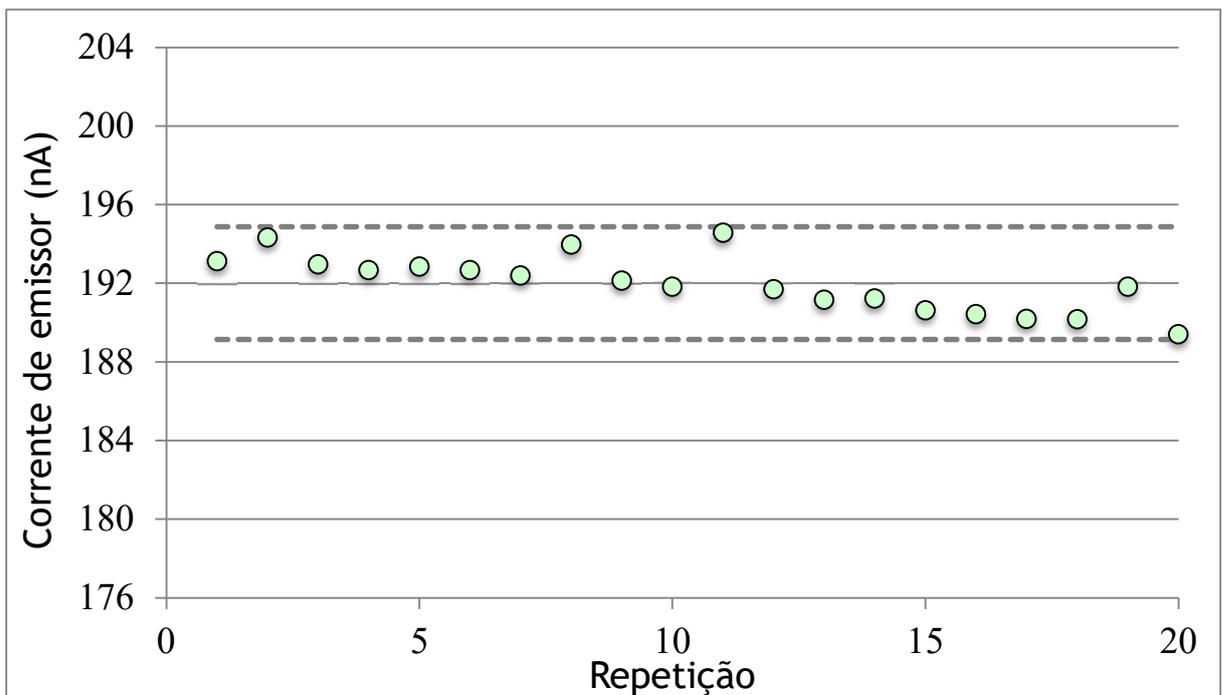
Nota-se também que para o dispositivo de maior ganho, há uma leve tendência de diminuição do ganho. Este efeito já foi observado antes com fototransistores simples em trabalhos anteriores (MAGALHÃES, 2007). Com relação aos resultados dos optoacopladores SFH620A, observa-se também que as leituras se reproduzem dentro de um intervalo de duas vezes o desvio padrão. Estes resultados também demonstram que há reprodutibilidade independentemente do tipo de encapsulamento do acoplador óptico.

Figura 18 – Corrente de emissor do transistor HCPL-181(1) em função da repetição da exposição a feixes de raios X



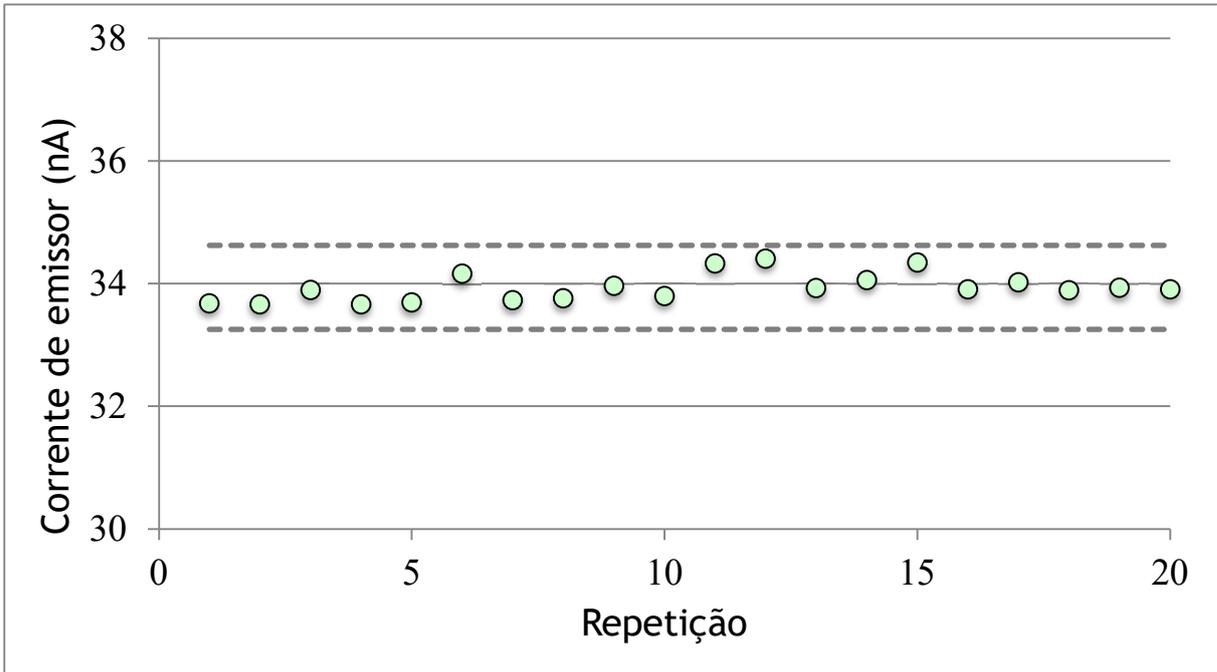
Fonte: O autor (2021).

Figura 19 – Corrente de emissor do transistor HCPL-181(2) em função da repetição da exposição a feixes de raios X



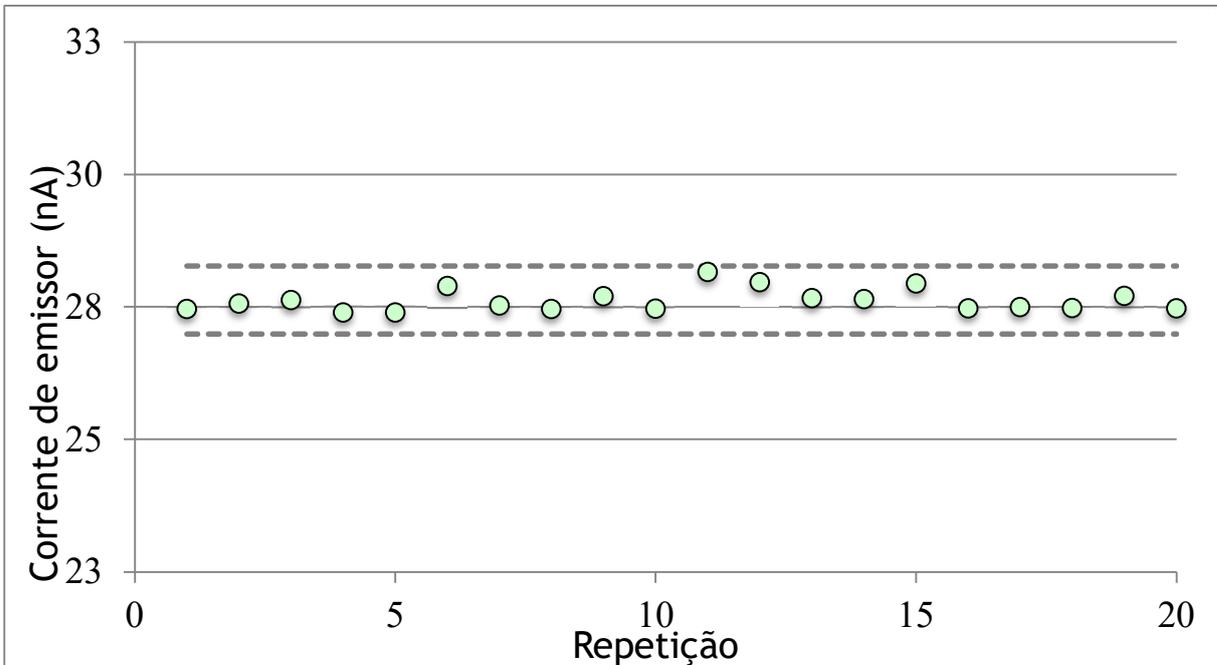
Fonte: O autor (2021).

Figura 20 – Corrente de emissor do transistor SFH620A(1) em função da repetição da exposição a feixes de raios X



Fonte: O autor (2021).

Figura 21 – Corrente de emissor do transistor SFH620A(2) em função da repetição da exposição a feixes de raios X



Fonte: O autor (2021)

5 CONCLUSÕES

Com o objetivo de avaliar a viabilidade de utilização de um dispositivo opto-acoplador como dosímetro este trabalho apresentou resultados de experimentos a partir dos seguintes parâmetros: dependência energética dos dispositivos; resposta em função da carga de trabalho pré-selecionada no equipamento de raios X diagnósticos; avaliação da sensibilidade do opto-acoplador em relação à corrente de polarização do LED; e variação na resposta optoeletrônica com a dose acumulada de radiação.

Dos resultados observou-se que um dispositivo opto-acoplador pode ser utilizado como detector e, conseqüentemente, como dosímetro. Nos experimentos relacionados à dependência energética, verificou-se que o opto-acoplador apresenta um comportamento semelhante a uma câmara de ionização, uma vez que selecionando a tensão de tubo no equipamento de raios X produz uma corrente de emissor proporcional. Desta forma, é possível correlacionar a corrente de emissor com a energia dos fótons de raios X que atingem o dispositivo. O mesmo ocorre na avaliação da dependência da carga de trabalho, observa-se que tal parâmetro produz uma corrente de emissor proporcional.

Outra conclusão relevante é que a sensibilidade do dispositivo atuando como dosímetro é afetada pela polarização em tempo real do LED acoplado quando o dispositivo é irradiado. De fato, trata-se de um resultado inédito que conduzirá o método dosimétrico ao desenvolvimento de inovação tecnológica a ser registrada em breve.

Finalmente, pode-se observar que o método proposto ainda não está esgotado em termos de pesquisas científicas, haja visto que há estudos a serem feitos de otimização do método, ou seja, há de fato perspectivas geradas a partir deste trabalho.

REFERÊNCIAS

- BOGART, T. F. Dispositivos e Circuitos Eletrônicos. 3.ed. São Paulo: Makron Books, c2001. 2 v. ISBN 8534607214 (v.1) (broch).
- BOTTER-JENSEN, L. MCKEEVER, S.W.S. AND WINTLE, A.G., Optically Stimulated Luminescence Dosimetry. 1ª ed. Elsevier Science, ISBN: 9780080538075. 2003
- BUSHONG, S. C. Ciência Radiológica para Tecnólogos. 9ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.
- CEMBER, H.; JOHNSON, T. E. Introduction to Health Physics. 4ª ed. [S.I.]: McGraw Hill, 2009.
- CERQUEIRA, R. A. D, CONCEIÇÃO, B. M., TEIXEIRA, C. H. C., MOTA, C. D., RODRIGUES, T.M. A., MAIA, A. F. Construção de Um Objeto Simulador Antropomórfico de Tórax para Medidas de Controle da Qualidade da Imagem em Radiodiagnóstico. Revista Brasileira de Física Médica. [S.I.], vol. 04, ano 03, p. 39-42, 2011.
- COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. Princípios Básicos de Segurança e Proteção Radiológica. 3ª ed. Porto Alegre: CNEN, 2020. Site de comprovação: <http://antigo.cnen.gov.br/component/content/article?id=662>
- DA SILVA, ORECI & RIGUE, JOSUÉ & CARARA, M. (2016). Study of Exchange Bias in Thin Films of NiFe/FeMn (Bilayers) and NiFe/IrMn (Multilayers). 10.13140/RG.2.2.12058.13763.
- IAEA, 2014. Diagnostic Radiology Physics: a handbook for teachers and students, IAEA, Vienna.
- IAEA. Applying Radiation Safety Standards in Diagnostic Radiology and Interventional Procedures Using X Rays. Viena: IAEA, 2006.
- LECHNER, Particle Interactions with Matter. Vol. 5/ 2018, CERN-2018-008-SP
- LUTZ, G. Semiconductor Radiation Detectors: Device Physics. 2ª ed. Springer:Berlin, 2007.0
- MAGALHÃES, C. M. S.; DA SILVA, J. O.; FILHO, J. A.; SANTOS, L. A. P. Utilização de Fototransistores SMT para Dosimetria em Tomografia Computadorizada. Scientia Plena, [S.I.], vol. 03, ano 07, p. 260-264, nov. 2007.
- MCLEAN, D., 2009. X-ray spectra and beam qualities, Joint ICTP-IAEA Advanced school on Dosimetry in Diagnostic Radiology, Trieste.
- OBERHOFER, Martin, and A Scharmann. Applied Thermoluminescence Dosimetry. Bristol: Hilger, 1981.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. Física das Radiações. 1.ed. São Paulo: Oficina de textos, 2010

SEDRA, A. S; SMITH, K. C. Microeletronic Circuits. 5ª edição. Oxford University Press, 2012.

SPIELER, H. Semiconductor Detector Systems. Oxford: Oxford Press, 2005.

SZE, S. M. Physics of Semiconductor Devices. 2. ed. New York: Wiley, 2002.

TAUHATA, L.; SALATI, I.; PRINZIO, R.; PRINZIO, A. Radioproteção E Dosimetria: Fundamentos. Rio de Janeiro: CNEN, 2003.