

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
INSTITUTO DE FÍSICA
TRABALHO DE CONCLUSÃO EM ENGENHARIA FÍSICA

VANESSA KAISER

**DOSIMETRIA DE RAIOS X UTILIZANDO PIN
FOTODIODO PARA APLICAÇÃO EM FÍSICA MÉDICA**

Porto Alegre
2018

VANESSA KAISER

**DOSIMETRIA DE RAIOS X UTILIZANDO PIN
FOTODIODO PARA APLICAÇÃO EM FÍSICA MÉDICA**

Trabalho de Conclusão apresentado à banca examinadora, como parte dos requisitos para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Física.

ORIENTADOR: Prof. Henri Ivanov Boudinov

Porto Alegre
2018

VANESSA KAISER

**DOSIMETRIA DE RAIOS X UTILIZANDO PIN
FOTODIODO PARA APLICAÇÃO EM FÍSICA MÉDICA**

Este Trabalho foi julgado adequado para obtenção dos créditos da disciplina Trabalho de Conclusão de Curso em Engenharia Física e aprovado em sua forma final pela Orientador e pela Banca Examinadora.

Orientador: _____

Prof. Henri Ivanov Boudinov, UFRGS

Doutor pela Academia de Ciências da Bulgária

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Carlo Requião da Cunha, UFRGS _____

Prof. Gabriel Soares, UFRGS _____

Prof. Dr. Henri Ivanov Boudinov, UFRGS _____

Porto Alegre

2018

RESUMO

Este trabalho apresenta a construção de um protótipo de dosímetro de raio X, baseado na tecnologia de PIN fotodiodo, assim como seus esquemas elétricos, resultados experimentais em raio X e sua calibração. O circuito consiste basicamente em um amplificador operacional, capacitor para integração da dose no dispositivo e circuitos auxiliares para prevenção contra ruídos e curto-circuitos e sistema de leitura das informações.

Os resultados das medições apontam que dentro da faixa de energia utilizada em hospitais, as medições se mostraram proporcionais (a menos de alguns ajustes nas proporções) e com poucas variações para as repetições de medidas.

Palavras-Chave: Diodo PIN, Fotodiodo, Dosimetria de raio X, Física Médica.

ABSTRACT

This work presents the construction of an X-ray dosimeter prototype, based on PIN photodiode technology, as well as its electrical schematics, X-ray experimental results and its calibration. The circuit basically consists of an operational amplifier, capacitor for dose integration in the device and auxiliary circuits for noise and short circuit prevention and information reading system.

The results of the measurements indicate that within the range of energy used in hospitals, the measurements were proportional (except for some adjustments in the proportions) and with few variations for the repetitions of measurements.

Keywords: PIN diode, Photodiode, X-ray dosimetry, Medical Physics.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	7
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	10
2.1	Raios-X	10
2.1.1	Definição	10
2.1.2	Interação da radiação com a matéria	10
2.2	Dosimetria	11
2.2.1	Conceitos	12
2.3	Detecção utilizando Detectores de Semicondutor	12
2.3.1	Junção PN e diodos	14
2.3.2	Fotodiodos	15
2.3.3	PIN Fotodiodos	17
2.4	Amplificadores Operacionais	20
2.4.1	Amplificador no modo Integrador	22
2.4.2	Carregamento do capacitor	23
3	METODOLOGIA	25
3.1	Projeto	25
3.2	Características dos dispositivos utilizados	25
3.2.1	PIN Fotodiodo	25
3.2.2	Amplificador Operacional	26
3.3	Placa de circuito impresso	27
4	RESULTADOS DE MEDIDA DE RAIOS X	29
4.1	Primeiro protótipo	30
4.2	Segundo protótipo	32

5	CONCLUSÃO	37
5.1	Revisão dos objetivos	37
5.2	Oportunidades de Melhoria	37
6	APÊNDICE	39
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	41

1 INTRODUÇÃO

A detecção do raio-x, em 1895, se deve ao físico alemão Wilhelm Conrad Röntgen. Sem predições teóricas a respeito da descoberta, mas com observações muito cuidadosas, pôde provar que um novo tipo de radiação, até então desconhecido, de alto poder penetrante era gerado por um vidro ou metal quando bombardeado por elétrons de energia cinética muito altas (raios de catodo). Mais detalhadamente, a sua nova descoberta foi descrita assim:

"Quando a descarga de uma grande bobina de indução passa através de um tubo de descarga em vácuo, coberto por um material preto, pode-se ver na sala escura a fluorescência em um papel pintado com cianeto de platina e bário, independentemente de qual lado do papel (parte pintada ou não) esteja voltada para o tubo de descarga. A fluorescência é visível em distâncias de até dois metros."(OLDENBERG, 1961, p. 157)

A primeira evidência histórica do uso de raios X para fins de detecção médica recai no famoso evento onde Röntgen cria uma imagem da mão da sua esposa (imagem 1.1), também em 1895.

Para isso, o feixe de raios X produzido pela fonte era emitido, sendo parte absorvida pela mão, parte transmitida para posterior detecção no filme sensível a raios X. Isso decorre do fato que os ossos absorvem bem a radiação, enquanto tecidos como fibra muscular, pele e gordura absorvem menos, criando contraste, permitindo a visualização de detalhes da estrutura óssea, conhecimento sobre o corpo humano que antes eram impossíveis de serem observados.

Logo percebeu-se que esse tipo de radiação causava danos aos tecidos, como vermelhidão, úlceras na pele, ou até mesmo, para os casos mais graves poderia causar câncer.

Para ilustrar o problema, um estudo publicado em 1986 mostra uma curva de resposta em relação à dose de radiação para mutações somáticas é apresentado no gráfico 1.2. No gráfico, nota-se um aumento crescente na mutação das células na medida em que a dose aumenta também. A partir de um certo ponto, as células



Figura 1.1: *Hand mit Ringen*, imagem original feita por Röntgen.

mutadas começam a morrer, diminuindo portanto o seu número.

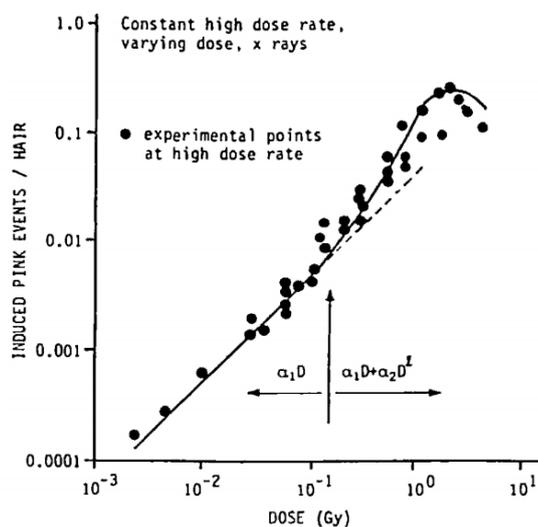


Figura 1.2: Curva experimental de resposta biológica em relação à dose de raio-x emitida (Escala logarítmica). Nesse experimento, foram induzidas mutações em uma planta da espécie *Tradescantia*, com raios-x de energia 250-kVp. (UNSCEAR, 1986, p. 192)

Na física médica, utiliza-se a radiação em terapias (radioterapias principalmente para tratamento de câncer) e diagnósticos (tomografias). Doses 5% inferiores à prescrita podem diminuir em 15% a probabilidade de controle do tumor e 5% superior pode, para algumas estruturas normais, ocasionar efeitos secundários - se a dose entregue ao paciente não for determinada de maneira exata e rigorosa (KADESJö; KADESJö; NYHOLM, 2011). Fica clara a importância tanto da radiação X quanto do controle da quantidade emitida, energia das partículas e o tempo de exposição.

Acoplados à equipamentos médicos, o uso de câmaras de ionização são os mais

comuns. Como alternativa, no mercado, podemos também encontrar alguns dispositivos de dosimetria com uma variedade de características, desde medições de raios alpha, beta e gamma, diversas opções de amostragem como radiação instantânea, média das últimas horas ou alarme automático. Também encontram-se cintiladores de CsI (Iodeto de céσιο) e NaI(Tl) (Iodeto de sódio ativado com Tálío).

Essas funcionalidades, junto com os custos envolvidos de pesquisa, desenvolvimento, material e certificações encarecem muito o produto. Uma pesquisa de mercado feita com produtos da ATOMTEX (modelo *AT1103M*), por exemplo, informa que esse valor é superior a R\$11.000 por produto. O modelo MKS-11, da Spectra, chega a custar por volta de R\$30.000.



(a) Modelo AT1103M da Atomtex. Trata-se de um cintilador de NaI(Tl). (b) Dosímetro da Spectra (modelo MKS-11). À direita, o cintilador de CsI. À esquerda, o painel de controle. A comunicação entre as duas partes é feita via bluetooth.

Figura 1.3

É possível utilizar junções PN para o mesmo tipo de detecção. O interesse no uso de diodos de silício em dosimetria das radiações deve-se ao fato das vantagens que os mesmos apresentam em comparação às câmaras de ionização (detectores mais utilizados nesta área), principalmente em relação à sensibilidade, resolução espacial e pequeno volume sensível. (BIZETTO, 2013)

Levando em consideração essas questões, vê-se a oportunidade de criar um dispositivo que utiliza a tecnologia de estado sólido para criação de um dosímetro tão eficiente quanto os atuais do mercado, porém mais acessível economicamente.

Este documento defende a proposta de criação de um dosímetro de raio x utilizando PIN (Positivo-Intrínseco-Negativo) fotodiodo como detector. As etapas da execução do projeto, metodologia, resultados finais de medições de raio X e ajustes dos dados também serão apresentados.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Raios-X

2.1.1 Definição

Por convenção, a região do espectro compreendida entre os comprimentos de onda $\lambda \approx 0.01 - 10nm$, ou, em energia do fóton, entre $E \approx 124eV - 124keV$ pode ser considerada como raio-x. A relação entre comprimento de onda e energia é dada por:

$$E(keV) = \frac{1.24}{\lambda(nm)} \quad (2.1)$$

Energias maiores, portanto, comprimentos de onda menores, são chamados de raios Gamma (raios γ), enquanto radiações com comprimentos de onda maiores (energias menores) são chamados de raios ultravioleta (UV). (BUCKLEY; MICHETTE, 1993, p. 3)

2.1.2 Interação da radiação com a matéria

Raios-X interagem com a matéria de três formas: espalhamento elástico, inelástico e por absorção fotoelétrica. A proporção em que isso acontece depende do comprimento de onda do raio-X e do material absorvedor.

- **Espalhamento elástico:** Ocorre via espalhamento de Thomson (espalhamento sem troca de energia, ocorre um desvio do feixe incidente) ou Rayleigh, onde a radiação incidente interage coerentemente com o átomo, sem o excitar nem ionizar, apenas o átomo passa a vibrar na mesma frequência do feixe. Virtualmente, não há transferência de energia, porém, a direção do fóton pode ser alterada.
- **Espalhamento Inelástico:** Chamado Espalhamento Compton, ocorre com

elétrons fracamente ligados. Envolve uma transferência de energia do fóton de raio X para o elétron. Devido a essa transferência, o raio incidente é defletido em um certo ângulo, para que haja conservação de momento e de energia, conforme a imagem 2.1. Vários ângulos de espalhamento são possíveis, e, proporcionalmente, a energia transferida pode variar entre zero e uma porção grande da energia incidente.

- **Absorção:** Ocorre quando um fóton de raio-x transfere toda a sua energia para um elétron ligado, ionizando o átomo. O processo ocorre em camadas mais internas dos átomos. O processo fotoelétrico é o mais predominante nas interações com raio X de energia relativamente baixa. O processo se torna mais provável para materiais com número atômico Z mais altos.

(BUCKLEY; MICHETTE, 1993, p. 10)

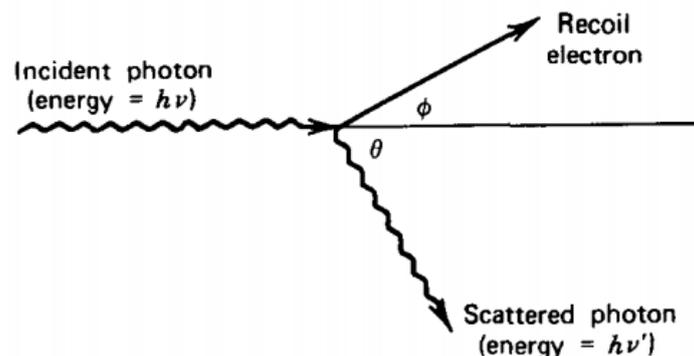


Figura 2.1: Espalhamento Compton. O fóton perde parte da sua energia, transferindo para o elétron em forma de energia mecânica. Seu comprimento de onda torna-se maior devido à perda de energia.

(KNOLL, 1999, p. 51)

2.2 Dosimetria

O uso da radiação em equipamentos médicos introduz a necessidade do estudo de dosimetria para proteção individual. Os conceitos de dose e exposição são fundamentais nas medições de radiação. As definições e parâmetros precisos relacionados à quantidade de radiação estão sempre evoluindo. Internacionalmente, os órgãos que regem o uso da radiação são International Commission on Radiological Units and Measurements (ICRU) e International Commission on Radiological Protection

(ICRP). No Brasil, o órgão responsável é o CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear).

2.2.1 Conceitos

Dose

Dose absorvida, dose equivalente ou dose efetiva, dependendo do contexto.

Dose absorvida

Diferentes materiais, quando submetidos ao mesmo tipo de radiação, em geral irão absorver diferentes quantidades de energia. É expressa por $D = d\epsilon/dm$, onde $d\epsilon$ e se refere à energia média depositada pela radiação em um volume elementar de matéria de massa dm . A unidade no sistema internacional é o joule por quilograma (J/kg), denominada gray (Gy).

Dose equivalente

Quando os efeitos da radiação sobre organismos vivos são mensurados, as mesmas quantidades de radiação por unidade de volume sob diferentes condições não garante o mesmo efeito biológico. Radiações como as oriundas de partículas carregadas tendem a trazer mais efeitos do que as radiações com partículas como elétrons, mesmo com suas quantidades de deposição sendo iguais.

Dose efetiva

É a soma das doses equivalentes ponderadas nos diversos órgãos e tecidos, $E = \sum_T W_T \times H_T$ onde H_T é a dose equivalente no tecido ou órgão e W_T é o fator de ponderação de órgão ou tecido. A unidade no sistema internacional é o joule por quilograma (J/kg), denominada sievert (Sv). (CNEN, 2004)(KNOLL, 1999, p. 57)

2.3 Detecção utilizando Detectores de Semicondutor

Uma das limitações dos cintiladores é sua resolução relativamente fraca. A cadeia de eventos que deve ocorrer para que haja a detecção, nesse tipo de detector, envolve

muitas etapas ineficientes. Não são tantos portadores de carga que são gerados, então as flutuações estatísticas são maiores.

Uma forma de diminuir essa limitação estatística é aumentar o número de portadores de informação (carga) por unidade de radiação absorvida. Por isso, podem ser usados detectores de estado sólido, que operam com transferência de energia que leva à criação de pares elétron-lacunas, responsáveis pelo transporte de carga. Outra vantagem dos detectores de estado sólido é que energia de ionização, tanto para o Germânio quanto para o Silício, é de aproximadamente 3eV, enquanto para detectores de gás esse valor é cerca de 30eV. É justamente esse número maior de portadores de carga que é responsável por melhorar a resolução em energia. (KNOLL, 1999, p.535)

Na utilização de um diodo de Silício ($Z=14$) na dosimetria em processos de radioterapia com fótons de 6, 15 e 18 MeV produzidos em um acelerador linear, a interação predominante é o espalhamento Compton, enquanto em processos radioterápicos com ortovoltagem de baixa energia (até 200 kV) predomina o efeito fotoelétrico. Na Figura 2.2 pode-se observar a relação entre o número atômico Z e a energia da radiação incidente com os processos de interação predominantes. (BIZETTO, 2013, p. 31)

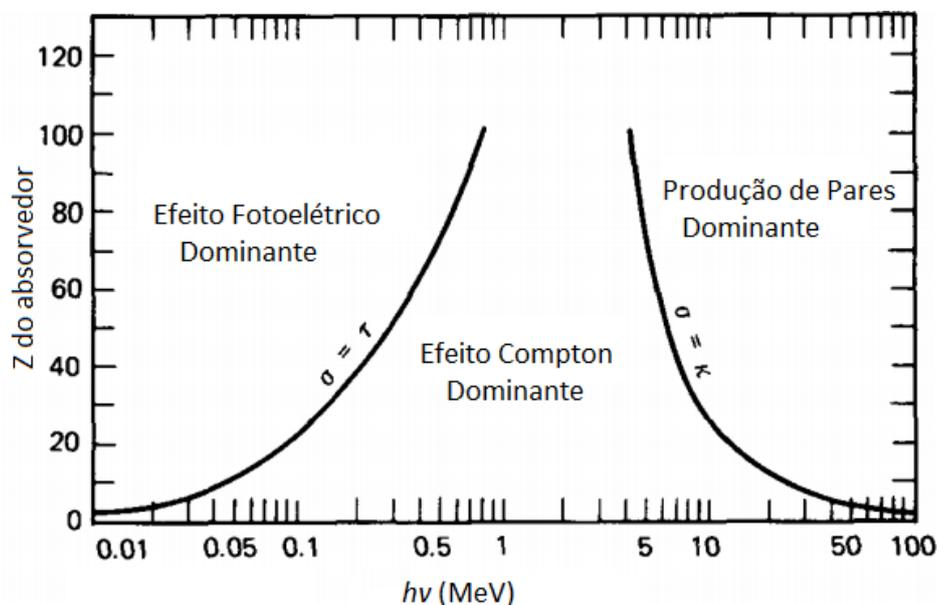


Figura 2.2: A importância relativa dos três principais tipos de interação de raios gama. As linhas mostram os valores Z e $h\nu$ para os quais os dois efeitos vizinhos são iguais.

(KNOLL, 1999, p. 66)

2.3.1 Junção PN e diodos

Uma junção PN é uma interface entre dois tipos de semicondutores dopados, um negativamente, contendo um excesso de elétrons livres (tipo N), e outro positivamente, contendo um excesso de lacunas livres (tipo P). Analisando a posição da energia de Fermi no diagrama de bandas dos dois tipos de semicondutores dopados (figura 2.3a), podemos notar que a posição no tipo P é próxima da banda de valência, indicando alta concentração de lacunas, e no tipo N, é próxima da banda de condução, indicando alta concentração de elétrons.

Quando esses semicondutores dopados se juntam, ocorre o alinhamento pelo nível de Fermi. A diferença na concentração causa difusão dos portadores de carga para o lado oposto, e, por causa desse movimento de difusão, íons não compensadas criam regiões de carga com um campo elétrico como o indicado na figura 2.3b, ao longo da chamada zona de depleção. (SZE, 2002, p. 88)

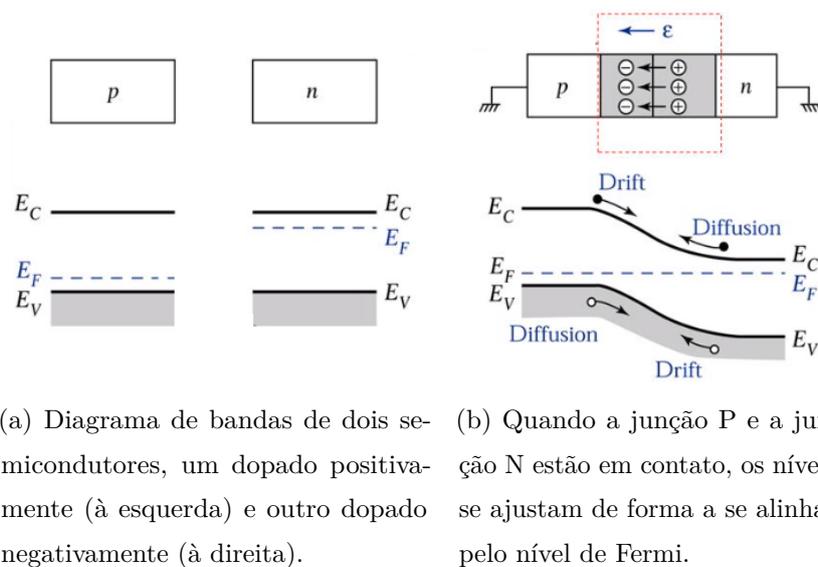


Figura 2.3

As características de uma junção PN ideal são vistas na figura 2.4.

Na região de polarização direta, é aplicado um potencial positivo no lado P da junção, em relação do lado N. A tensão positiva repele por forças Coulombianas as lacunas do material P enquanto os elétrons fluem do lado N para o P pelo mesmo motivo. O potencial de built-in (tensão na camada de depleção em equilíbrio térmico) de diodos é aproximadamente 0.7V para dispositivos de silício, podendo ser diferente para outros materiais como germânio. Valor pela qual, a partir dele, podemos notar um aumento abrupto na corrente que atravessa o dispositivo, e dizemos assim que a

junção está conduzindo corrente.

Na região reversa, o potencial positivo está na junção N. Assim, os polos da fonte atraem os portadores de cada lado da junção, fazendo os elétrons e as lacunas fluírem no sentido de afastamento à superfície de junção PN. A zona de depleção aumenta, aumentando também o valor de potencial necessário para que os elétrons e lacunas a ultrapassem, limitando o fluxo. (SIMON M. SZE, 2010, p. 325)

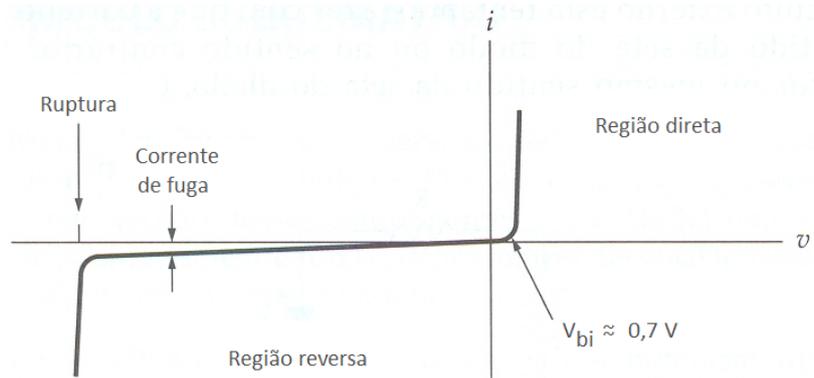


Figura 2.4: Curva característica tensão-corrente de uma junção PN típica

2.3.2 Fotodiodos

Fotodiodos são basicamente junções PN operando na região de tensão reversa. Quando um sinal óptico penetra na região de depleção do fotodiodo, o campo elétrico no dispositivo separa as cargas. Os elétrons migram para o cátodo (lado n) e os buracos para o ânodo (lado p). O resultado disso é uma corrente elétrica, chamada de I_{sc} , que flui no circuito externo. (SIMON M. SZE, 2010, p. 325). A corrente é produzida sem necessidade da aplicação de uma tensão externa.

Portanto, quando o fotodiodo é iluminado, a intensidade de radiação que chega na junção PN é maior, e mais pares elétron-lacuna são gerados. A corrente é maior, em módulo, e a curva característica de Tensão \times Corrente se desloca para baixo, conforme a figura 2.5

A tensão de circuito aberto (V_{oc}) ocorre no ponto em que $I_{sc} = 0$.

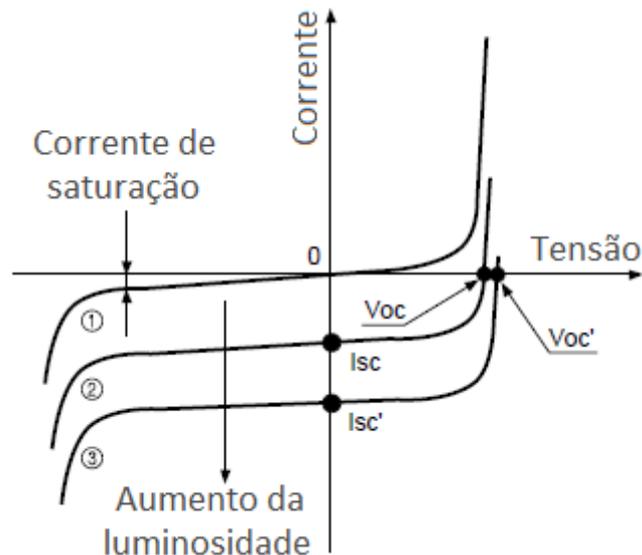


Figura 2.5: Mudanças na curva característica de um fotodiodo com diferentes intensidades luminosas. A curva 1 possui menor luminosidade, enquanto para as curvas 2 e 3, respectivamente, a luminosidade aumenta ainda mais, deslocando a curva mais para baixo.

V_{oc} = tensão nos terminais do diodo quando não há polarização do dispositivo.

I_{sc} = Corrente gerada no dispositivo quando ocorre absorção de radiação.

Os fotodiodos de silício podem ter dois modos de operação: fotovoltaico ou fotocondutivo.

No modo fotovoltaico, não existe aplicação de tensão de polarização nos terminais do dispositivo. Esse modo de operação é utilizado para converter energia luminosa em elétrica, como no caso de painéis solares. O fotodiodo opera com circuito aberto, portanto $I = 0$. A absorção de luz dá origem a uma tensão nos terminais do diodo (V_{oc} , conforme a imagem 2.5).

O modo fotocondutivo constitui a base de funcionamento dos fotodetectores. Aqui, o dispositivo é curto-circuitante, ou opera sob uma tensão externa no sentido reverso, por isso, o ponto de operação se encontra em $V = 0$. Nesse caso, a corrente de curto circuito será a corrente gerada pela iluminação do dispositivo (I_{sc} , conforme a imagem 2.5). (REZENDE, 2004, p. 323)

Eficiência Quântica

Os portadores de carga na região de depleção podem desaparecer devido a recombinação ou ficarem presos sem contribuir para o valor de corrente.

A eficiência quântica interna (η) mede essa proporção, e depende do coeficiente de absorção e da estrutura do dispositivo. É definida como o número de pares elétron-lacunas gerados por fóton incidente. Portanto, é sempre menor que a unidade, e é definida como:

$$\eta = \frac{N_e}{N_\mu} \quad (2.2)$$

Onde:

N_e = número de elétrons produzidos

N_μ = número de fótons absorvidos

A imagem 2.6 mostra diferentes materiais e suas respectivas eficiências quânticas. O silício amorfo apresenta a maior eficiência quântica para comprimentos de onda da ordem de $0.5\mu\text{m}$ a $1\mu\text{m}$. (SIMON M. SZE, 2010, p. 326)

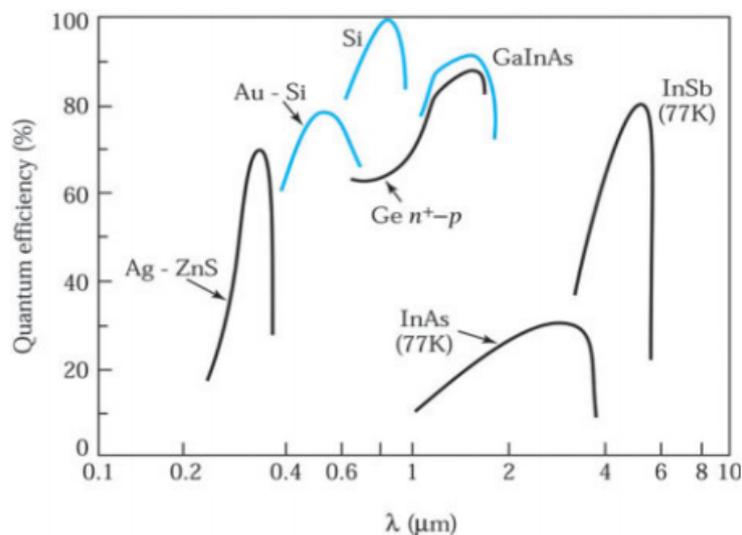


Figura 2.6: Eficiência quântica por comprimento de onda para diferentes materiais utilizados em fotodetectores.

2.3.3 PIN Fotodiodos

A pequena largura da camada de depleção das junções **PN** faz com que a capacitância nela seja relativamente grande (tornando o dispositivo mais lento), e sua camada de depleção não é suficientemente larga para absorver e detectar comprimentos de onda mais longos que a largura da sua camada de depleção. Além disso, o silício tem número atômico relativamente baixo de 14, assim, a absorção fotoelétrica de fótons incidentes ainda é predominante na região de raios-X abaixo

de 20keV (0.06 nm).

Um diodo de silício PIN (P-intrínseco-N) é uma alternativa para melhorar esses fatores. Sua geometria envolve uma nova camada entre as camadas PN para aumentar sua eficiência quântica e resposta em frequência.

1. (Camada **P**): Tipo p^+ fortemente dopada.
2. (Camada **I**): Camada relativamente larga de Silício levemente dopado positivamente (ainda assim sendo chamada de camada intrínseca), com alta resistividade, fator que ajuda a reduzir a corrente de fuga abaixo daquela que seria observada com um diodo simples. A capacitância da junção é baixa devido a largura da camada, permitindo operação em frequências mais altas. Uma espessura típica de 5 50 micrômetros é suficiente para fornecer uma eficiência de detecção maior para maiores comprimentos de onda.
3. (Camada **N**): Tipo n^+ fortemente dopada.

A introdução da camada intrínseca leva às distribuições de carga e campo elétricos demonstrados na figura 2.7. O campo elétrico existe por toda a extensão do dispositivo, inclusive na camada intrínseca. No lado P, temos um acúmulo de cargas negativas, atraídos pela carga fixa dos dopantes. No lado N, temos ausência de elétrons, repelidos pelas cargas fixas negativas dos dopantes. Esses portadores de carga móveis geram um campo elétrico proporcional à quantidade de carga.

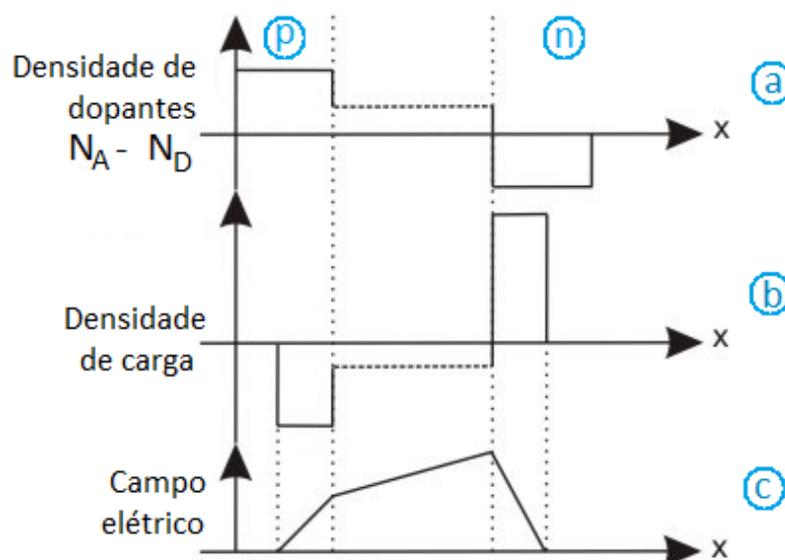


Figura 2.7: Densidade de dopantes (a), cargas (b) e campo elétrico (c) no PIN fotodiodo

A figura 2.8 mostra a seção transversal de um fotodiodo PIN com uma camada de coating antirrefletora, responsável por aumentar ainda mais a eficiência quântica.

A estrutura do detector indica que quase toda a absorção de radiação ocorre na camada intrínseca. O perfil de absorção é apresentado na figura 2.10. Uma diminuição na largura da camada intrínseca resultaria em um tempo de resposta mais rápido, porém também reduziria a responsividade, ou seja, uma quantidade menor de comprimentos de onda poderiam ser detectados.

A equação que rege o fenômeno de absorção linear é dada por:

$$I = I_o e^{-\alpha t} \quad (2.3)$$

Onde I_o e I são as radiações incidente e transmitida, respectivamente, t é a espessura do absorvedor em cm e α é o coeficiente de absorção em unidades de cm^{-1}

Para aumentar a velocidade de resposta e reduzir o tempo em que o par é gerado até que ele saia da região de detecção, é necessário aumentar a tensão de polarização (figura 2.9), através do aumento na quantidade de dopantes das camadas N e P.

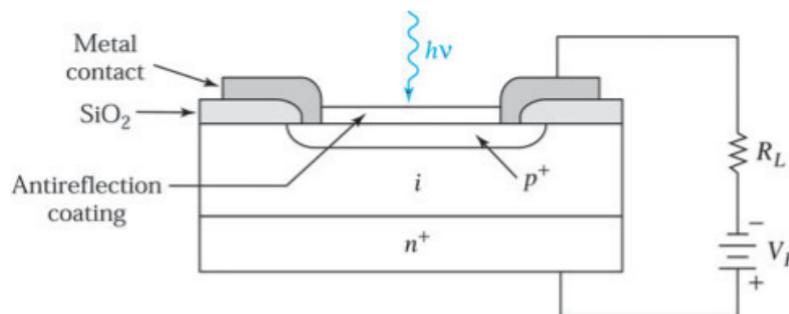


Figura 2.8: Seção transversão de um fotodiodo PIN.

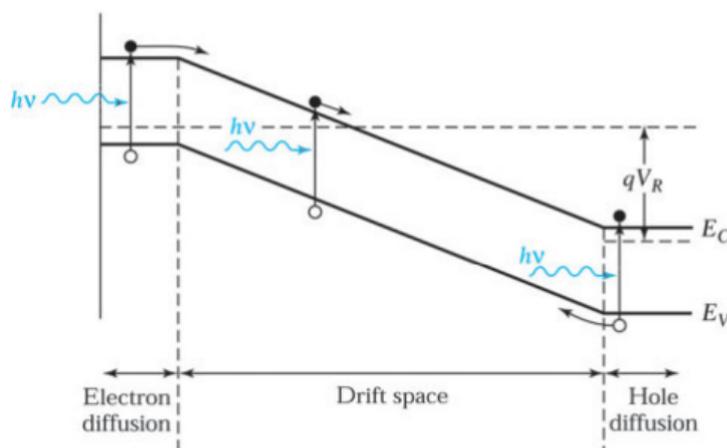


Figura 2.9: Diagrama de bandas de energia sob polarização reversa.

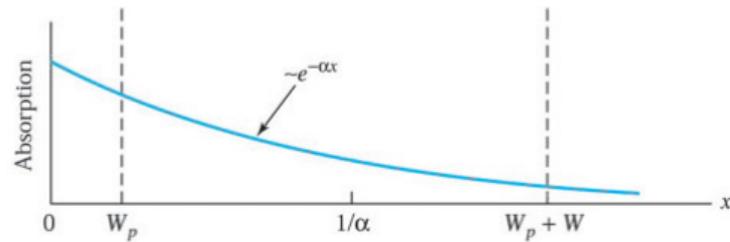


Figura 2.10: Características de absorção dos portadores de carga

(SIMON M. SZE, 2010, p. 328)

2.4 Amplificadores Operacionais

São dispositivos que, na sua representação mais básica, possuem duas entradas, a não inversora (representado pelo símbolo +), a inversora (representado pelo símbolo -) e uma saída, mais uma alimentação externa. A saída será positiva sempre que a tensão na entrada positiva for mais positiva que na entrada negativa. Na grande maioria das vezes, são utilizados com realimentação.

Em um amplificador operacional ideal, nenhuma corrente passa entre os terminais de entrada. Porém, na realidade, uma pequena corrente flui nas entradas e polariza os transistores de entrada. Essa **corrente de bias** é convertida em tensões pelos resistores do circuito local e amplificada juntamente com o sinal, resultando em erro.

Ao aplicarmos $0V$ às entradas do amplificador, esperamos que a saída seja também $0V$. Podemos, no entanto, encontrar um valor diferente deste, conhecido como **Tensão de Offset**. O que causa essa diferença é o desbalanceamento dos resistores e transistores internos do dispositivo.

Como vimos, um mesmo amplificador operacional pode atuar de diferentes formas, conforme o modo com que é conectado.

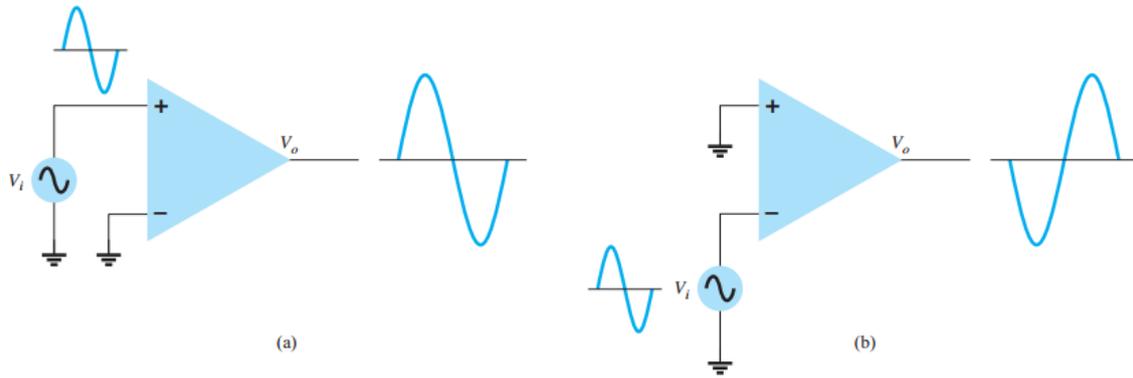


Figura 2.11: Amplificador operacional operando com entrada simples. Uma das entradas é conectada a um sinal, e a outra conectada ao terra. Quando o sinal é conectado ao positivo (imagem a), a polaridade do sinal de saída permanece a mesma. Quando o sinal é conectado ao negativo (imagem b), a polaridade do sinal de saída inverte.

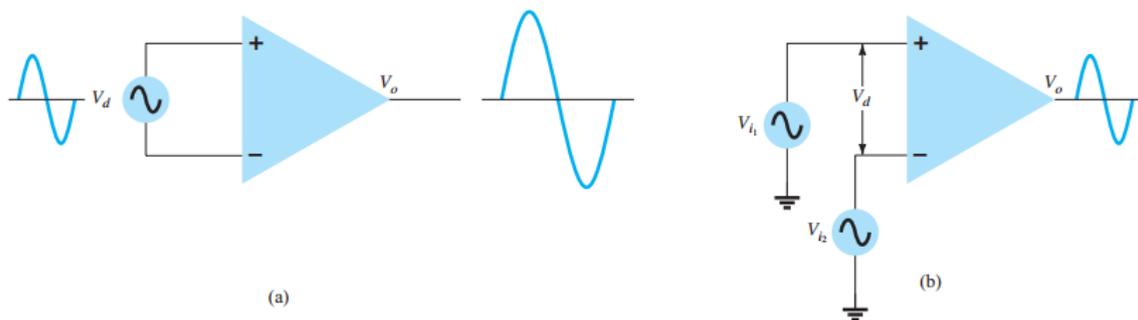


Figura 2.12: Amplificador operacional operando com duas entradas. Na figura a, o mesmo sinal é aplicado nas duas entradas, e nenhuma delas está aterrada. Esse tipo de operação é chamada de **modo-comum**. Na imagem b, dois sinais diferentes são aplicados às entradas, e os cálculos são iguais. Esse tipo de operação é chamada de **diferencial**.

Quando dois sinais são aplicados nas entradas do amplificador, o resultado e fase do sinal será a diferença amplificada entre as entradas positiva e negativa. Portanto, todo o sinal que entrar em ambas entradas não aparecerá na saída. Essa característica recebe o nome de **rejeição de modo-comum**. (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2013, p. 505)

2.4.1 Amplificador no modo Integrador

No circuito amplificador integrador, a saída do circuito é proporcional à integral da tensão de entrada, ou seja, o acúmulo de tensão gerada em um determinado período de tempo.

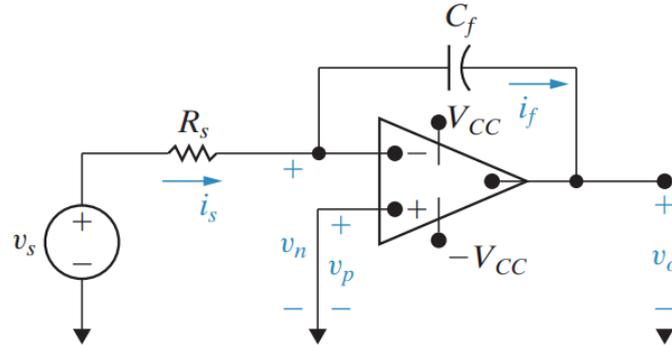


Figura 2.13: Amplificador operacional integrador com fonte de tensão

Supondo que esse amplificador seja ideal, podemos dizer que:

$$i_f + i_s = 0 \quad (2.4)$$

$$v_n = v_p = 0 \quad (2.5)$$

O que implica em:

$$i_s = \frac{v_s}{R_s} \quad (2.6)$$

$$i_f = C_f \frac{dv_o}{dt} \quad (2.7)$$

Unindo as equações,

$$\frac{dv_o}{dt} = -\frac{1}{R_s C_f} v_s \quad (2.8)$$

Que, integrando de t_0 até t_f , nos dá:

$$v_o(t) = -\frac{1}{R_s C_f} \int_{t_0}^{t_f} v_s dt + v_o(t_0) \quad (2.9)$$

Nessa integral, $v_o(t_0)$ é o valor da tensão no instante inicial, R_s é o valor do resistor na entrada, C_f é o valor do capacitor da figura 2.13.

Se, no tempo inicial ($t = t_0$) o capacitor estiver descarregado, então a equação se reduz a:

$$v_o(t) = -\frac{1}{R_s C_f} \int_{t_0}^{t_f} v_s dt \quad (2.10)$$

(NILSSON; RIEDEL, 2015, p. 266)

Se v_s for contínuo, ou com pulsos igualmente espaçados, a energia acumulada no capacitor será linear até que ocorra a saturação pela alimentação do amplificador operacional.

Podemos trocar a fonte de tensão e o resistor da imagem 2.13 por uma fonte de corrente.

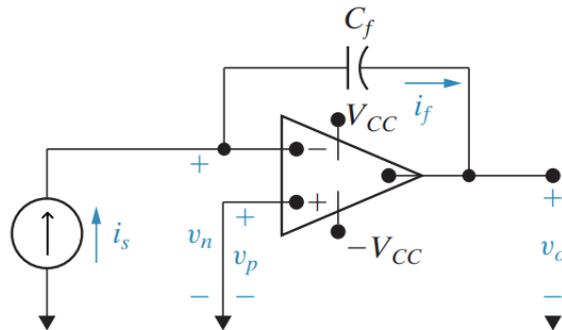


Figura 2.14: Amplificador operacional integrador com fonte de corrente

Para essa configuração, o valor da tensão no capacitor fica:

$$v_o(t) = -\frac{1}{C_f} \int_{t_o}^{t_f} I_s dt \quad (2.11)$$

2.4.2 Carregamento do capacitor

Capacitância é o nome dado à quantidade de energia elétrica que um capacitor pode armazenar por cada volt de tensão aplicada:

$$C = \frac{Q}{V} \quad (2.12)$$

Onde:

C é a capacitância, em farads.

Q é a carga elétrica armazenada, em Coulombs.

V é a tensão elétrica, em volts.

Agora, usaremos as definições de corrente:

$$I = \frac{\Delta Q}{\Delta t} \quad (2.13)$$

Onde:

I é a corrente, em Ampère.

t é o tempo, em segundos.

Juntando as duas equações, temos:

$$C = \frac{I \times t}{V} \quad (2.14)$$

Essa equação auxilia nas estimativas de valor do capacitor. Ela nos ajuda a prever qual valor de capacitância utilizar para uma dada tensão de saturação e um dado tempo de carregamento, que deve ser coerente com o tempo da sessão de radiação que será emitida no paciente.

3 METODOLOGIA

3.1 Projeto

O Hardware foi projetado e será montado conforme seguinte esquemático:

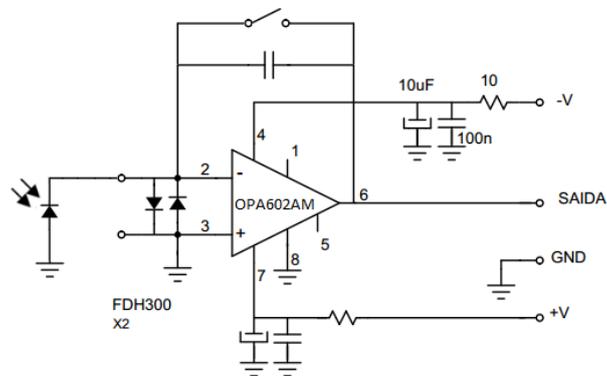


Figura 3.1: Esquema elétrico do amplificador, contendo proteções contra picos de tensão e inversão de polaridade, correspondendo aos diodos entre os pinos 2 e 3 do amplificador.

O circuito terá modo de operação do tipo integrador, ou seja: será possível analisar a quantidade total de radiação coletada durante um período de tempo definido. A alimentação do circuito se dará por meio de baterias de 9V.

3.2 Características dos dispositivos utilizados

3.2.1 PIN Fotodiodo

O detector escolhido para o projeto foi o **SFH 206 K**, com encapsulamento em LED de plástico.

Adequado para uso com radiações de comprimento de onda entre $\lambda = 400nm$ até $1100nm$, sendo a sensibilidade máxima em $\lambda = 850nm$, e tempo de resposta típico de 20 ns.

A sua área sensível à detecção é de 7.02 mm^2 ($2.65\text{mm} \times 2.65\text{mm}$). Em curto circuito, sua corrente pode chegar a $I_{sc} = 80\mu\text{A}$.

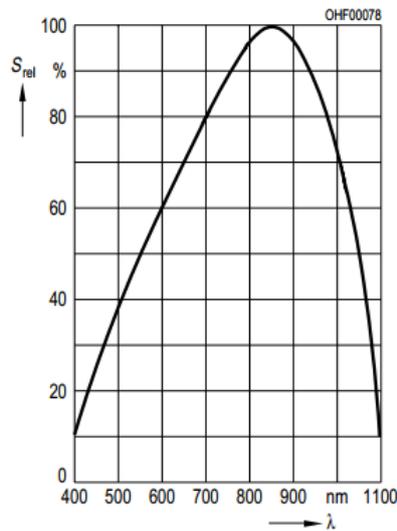


Figura 3.2: Sensitividade relativo detector em relação ao comprimento de onda

(SFH206K DATASHEET, 1999)

3.2.2 Amplificador Operacional

Optou-se pelo **OPA602AM**. Esse modelo de amplificador operacional é uma alternativa para aplicações críticas, onde há a necessidade de ruído, corrente de Bias, offset de tensão e drift baixos, ao mesmo tempo que é desejado rejeição de tensão de alimentação, ganho em circuito aberto, rejeição de modo comum e precisão altas.

As aplicações principais sugeridas pelo fabricante incluem instrumentação de precisão, aquisição de dados, equipamentos médicos e de altas doses de radiação, tornando o componente ideal para a nossa aplicação.

Suas principais características são:

- Baixo ruído: $12 \frac{nV_z}{\sqrt{Hz}}$ @ 10kHz
- Baixa corrente de BIAS: Máximo 1pA
- Baixo offset: Máximo $\pm 1\mu\text{mV}$
- Baixo drift: $\pm 550 \mu\text{V}$
- Alto ganho em loop aberto: Mínimo 75dB
- Alta rejeição em modo comum: Mínimo 75dB

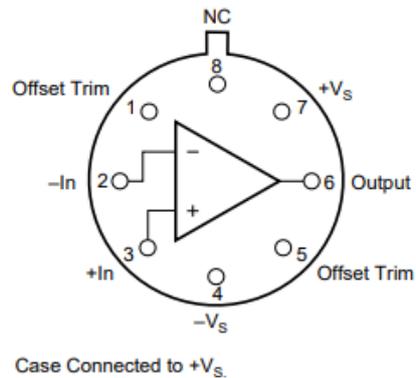


Figura 3.3: Pinagem do Amplificador Operacional escolhido

(OPA602AM DATASHEET, 1987)

3.3 Placa de circuito impresso

Para o protótipo, foi desenvolvida uma placa conforme o desenho abaixo, onde a região escura representa o GND (aterramento):

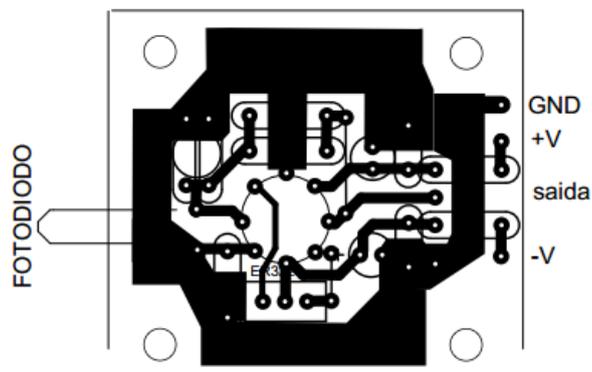
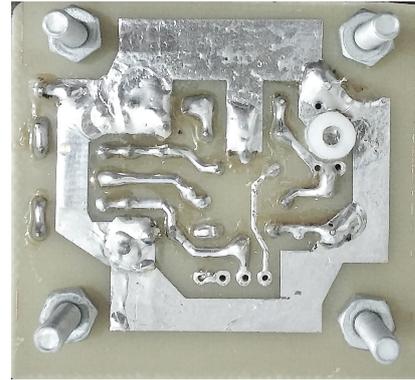
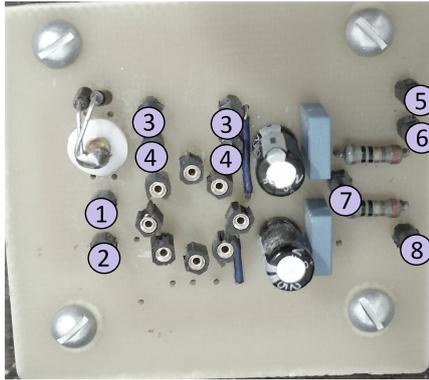


Figura 3.4: Vista do lado dos componentes

Para facilitar a visualização, pode-se ver a placa real já construída:



(a) Visão superior da placa - os pinos circulares receberão o Amplificador Operacional OPA602AM. As demais sinalizações representam:

(1) e (2): Entradas do Fotodiodo

(3) Botão de reset/descarregamento do capacitor

(4) Capacitor

(5) GND

(6) Alimentação Positiva (V+)

(7) Saída para o Painel

(8) Alimentação negativa (V-)

(b) Visão inferior da placa - Possui mecânica para apoio da placa sem tocar na interface

Figura 3.5

imagem devido a movimentos. Este modo incide uma maior corrente, e é utilizado com maior frequência nas radiografias.

Em ambos os casos, o resultado da multiplicação entre corrente e tempo, e portanto da carga, se mantém o mesmo.

Alguns exemplos de dose utilizadas pela máquina são vistos na tabela a seguir:

Órgão	Energia (kV)	Carga (mAs)
Crânio (perfil)	66	8.00
Braço	52	4.5
Tórax (Perfil)	125	4.0
Joelho	61.5	5.0

Tabela 4.1: Exemplos de regimes de acordo com o órgão do corpo sendo analisado

4.1 Primeiro protótipo

O detector utilizado foi o PIN fotodiodo de modelo SFH 206 K, vedado contra luz visível. Testes preliminares constataram que não havia corrente de fuga quando o protótipo era mantido no escuro.

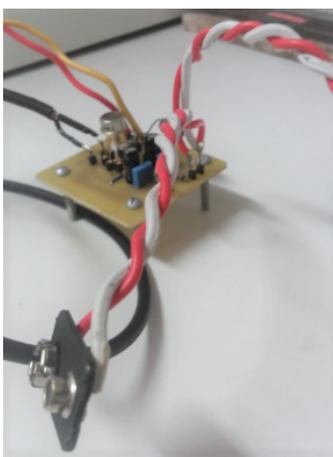


Figura 4.2: Protótipo inicial após montagem dos componentes e suporte para baterias.

O detector foi posicionado no mesmo local onde o paciente recebe a radiação, e foram testados alguns valores para corrente*tempo (*mAs*) e tensão da radiação para calibração inicial do dispositivo. Com o auxílio de um multímetro digital, a tensão obtida consta no gráfico 4.3. A tabela referente é a 4.2.

No entanto, a radiação emitida pela máquina era menor do que a esperada durante o projeto, sendo assim, o valor do capacitor projetado, que era de $2.2 \mu\text{F}$, não foi adequado para a medição, pois mesmo com uma dose muito alta a escala de tensão no capacitor ficou menor do que o desejado, deixando a escala pouco otimizada. Era necessário diminuir o valor do capacitor para termos uma resposta de tensão maior para essa mesma quantidade de radiação.

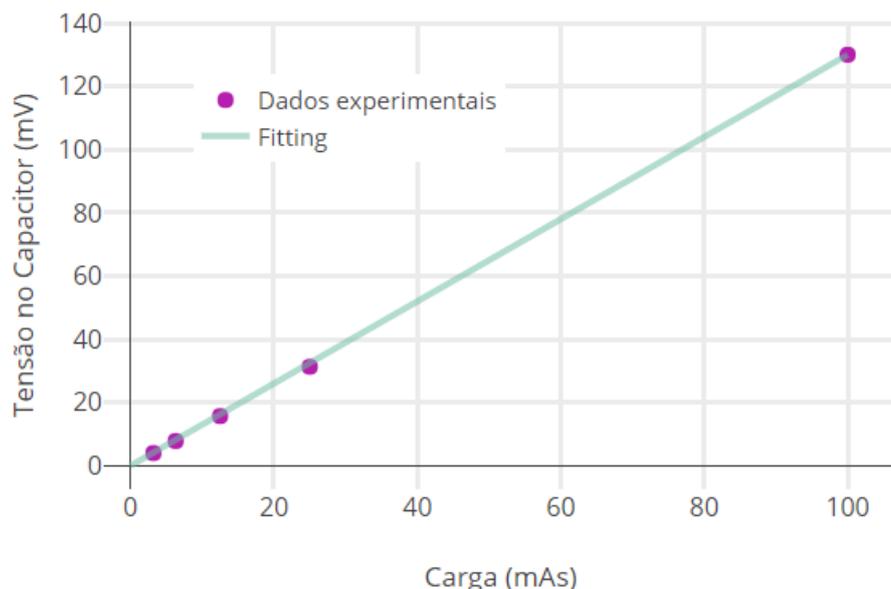


Figura 4.3: Medidas iniciais com capacitor de $2.2 \mu\text{F}$. A tensão no tubo de raios X ficou constante em 109kV , enquanto a corrente*tempo variava. Os pontos mostram os dados medidos pelo dispositivo com PIN Fotodiodo, e a linha mostra um *fitting* linear para esses dados. O gráfico apresenta a linearidade esperada, porém com a escala em tensão muito pequena, atingindo seu máximo em 0.13V .

Carga (mAs)	Diferença de tensão acumulada no capacitor (mV)
3.2	4
6.3	7.8
12.5	15.7
25	31.3
100	130

Tabela 4.2: Transcrição dos dados do gráfico da Figura 4.3

4.2 Segundo protótipo

O dispositivo foi acoplado em uma carcaça para oferecer maior resistência mecânica. Um botão lateral permite zerar o valor de carga armazenado no capacitor, enquanto que um multímetro ajustado para mostrar a tensão no capacitor em uma ordem de grandeza de até 2V foi acoplado na parte frontal (imagem 4.4). Essa parte do circuito é de monitoramento de radiação e não fica exposta ao raio X. O detector PIN foi separado e a comunicação com o circuito de monitoramento e amplificação de sinal se dá via cabo coaxial, também com saída na lateral da carcaça, com uma extremidade do tipo BNC.



Figura 4.4: Carcaça do protótipo

Como o valor anterior de $2.2 \mu\text{F}$ apresentou escalas baixas de tensão, foi necessário recalcular esse valor, novamente fazendo uso da equação de carregamento do capacitor no amplificador em modo integrador:

$$C = \frac{I \times t}{V} \quad (4.1)$$

Dessa equação, vemos que a relação entre corrente vezes tempo de carregamento ($I \times t$) e tensão (V) se mantém inversamente proporcional, ou seja, se diminuirmos a capacitância do capacitor por um fator de 10 vezes, estamos aumentando pelo mesmo fator a tensão armazenada neste. Por isso, optou-se por, dessa vez, utilizar um capacitor de 200nF .

Novas medidas foram realizadas com o mesmo gerador de raios X, mas, desta vez, juntamente com um dosímetro de referência, modelo TNT 12000WD da Fluke (imagem 4.5), para análises comparativas. Esse dosímetro contém uma matriz de detectores de estado sólido, e faz parte de um kit desenvolvido especialmente para calibrar e fazer a manutenção de sistemas de diagnóstico por imagem de raios-X,

permitindo a medição de kV, dose, *Half-Value Layer* (HVL), e tempo de exposição, permitindo a medição em quatro modos: Radioterapia, mamografia, fluoroscopia, e odontologia (TNT 12000 USERS MANUAL, 2010). O preço encontrado para o kit foi de \$5.500 (equivalente a R\$21.065, conforme a cotação de dólar em reais verificada no dia 04/12/2018). Desta configuração, pôde-se medir a curva 4.6:



Figura 4.5: A) Detector referência. B) Detector PIN fotodiodo.

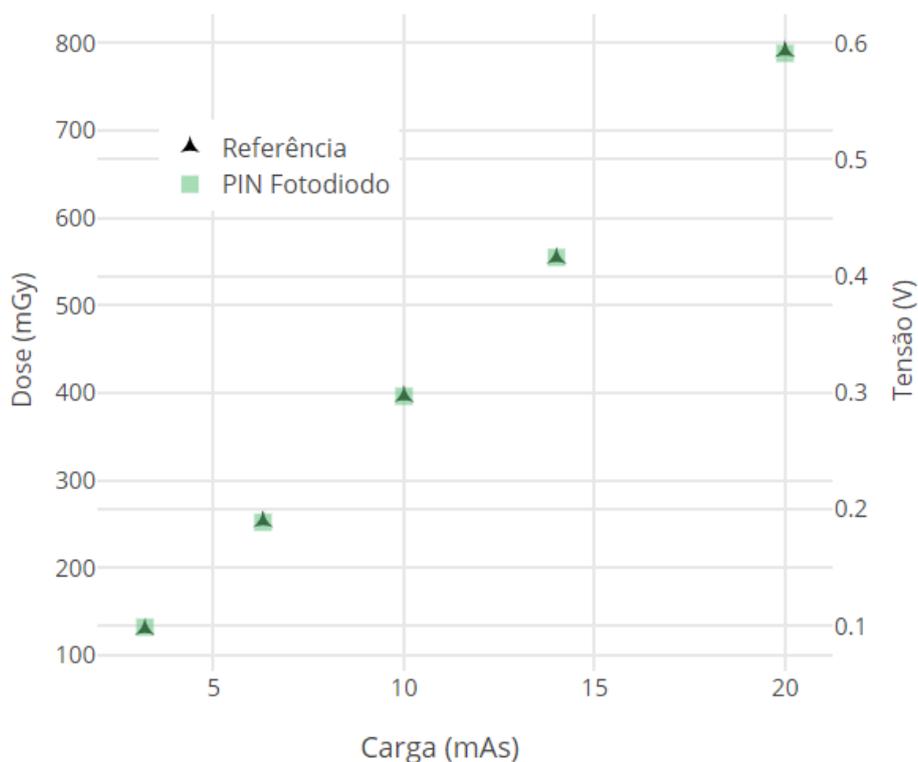


Figura 4.6: Para a energia de 70kV, os quadrados representam as medições realizadas com o PIN fotodiodo, cuja escala está na direita, em Volts, enquanto os triângulos representam as medições de referência, em mili Gray. Estima-se que a proporção entre os detectores seja de 0.75V para cada 1Gy registrado no detector de referência nesse regime.

A medição foi repetida com as tensões: 50kV, 60kV, 70kV, 81kV, 90kV e 102kV. Para facilitar a visualização dos dados, os pontos representam as medições do detector PIN fotodiodo, enquanto as linhas representam, para os mesmos valores de corrente, os respectivos valores da dose, em mili Gray.

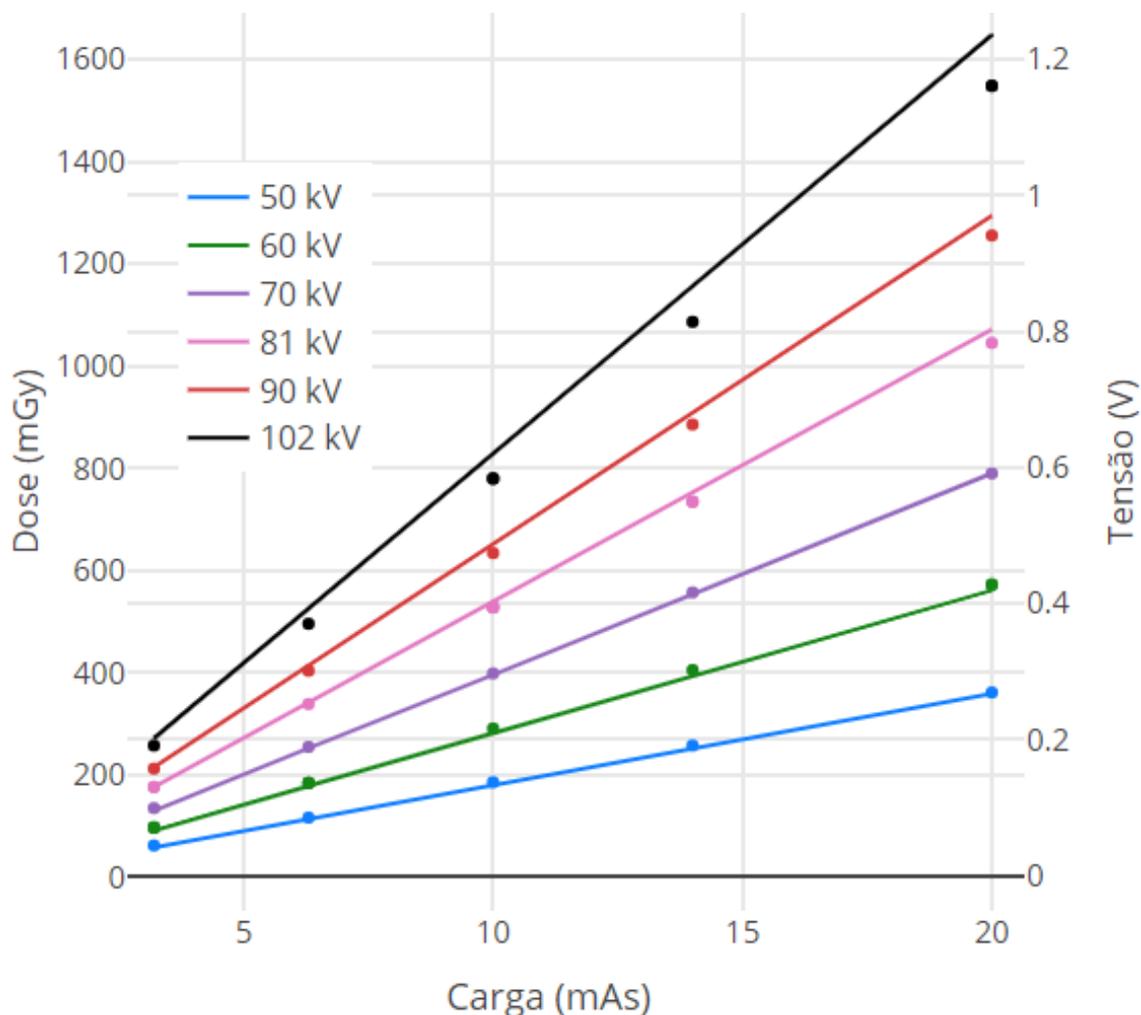


Figura 4.7: Curvas comparativas entre o detector de referência e o detector de PIN fotodiodo

Observa-se que, quanto maior a energia, os dados do detector PIN afastam-se do valor esperado quando comparado ao detector de referência.

Existem duas possibilidades que explicam esse fenômeno: Uma consiste na perda de contagem de radiação a partir de uma certa faixa de energia, pois essa radiação tende a ter uma probabilidade de detecção menor para a dimensão de coleta de radiação do PIN fotodiodo. A outra possibilidade vem do aumento de probabilidade de Efeito Compton em mais altas energias, conforme a faixa que estamos trabalhando:

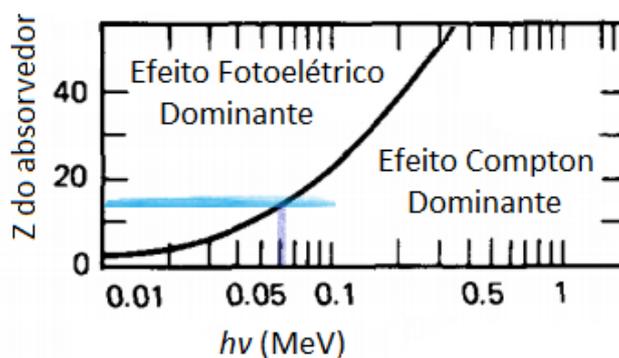


Figura 4.8: A linha horizontal em azul destaca a posição do Silício, com $Z=14$. Para energias maiores que aproximadamente 70 keV, o Efeito Compton começa a se tornar relevante.

(KNOLL, 1999, p. 66)

Apesar disso, a repetição de medidas para uma mesma energia e corrente apresentaram poucas oscilações. Os valores das medições encontram em uma tabela no **Apêndice**.

Pode-se verificar a quantidade de perda em relação à energia. Tomando como base as energias 50, 60 e 70 keV, que mantiveram-se proporcionais em relação à referência, repetiu-se o cálculo realizado para a energia de 70 keV e calculou-se que a conversão (calculada por médias) manteve-se como:

$$1Gy = 0.75V$$

Aplicando esse valor teórico para as curvas 81, 90 e 102, na tabela 4.3:

Energia (keV)	Fator de proporção medido (V/Gy)	Fator de conversão esperado (V/Gy)	Perda (%)
81	0.731	0.75	2.48
90	0.726	0.75	3.08
102	0.703	0.75	6.14

Tabela 4.3: Cálculo da perda de contagens para energias maiores que 70kV.

Estima-se que a perda nas contagens se dará conforme a equação de ajuste, que chamaremos de $w(E)$. Por representar uma perda em porcentagem de contagens, esse

valor será sempre entre 0% e 100% (ou 0 e 1, quando adimensional):

$$w(E)[\%] = a + bE + cE^2 \quad (4.2)$$

Onde os parâmetros a, b e c foram ajustados computacionalmente para $c = 0.002$, $b = -0.30$ e $a = 8.34$.

Desta forma, o dispositivo com Fotodiodo PIN poderá entregar a dose em unidades de Gy com a seguinte equação de conversão e ajuste:

$$D_g = C \times V_c \times (1 + |w(E)|) \quad (4.3)$$

Onde:

D_g = Dose absorvida na posição do paciente em Gy.

V_c = Valor da tensão no capacitor, mostrada no painel, em V.

C = Fator de conversão (cujo valor é $\frac{1}{0.75}$) em Gy/V.

$|w(E)|$ = Módulo do fator de correção, dependente da energia, conforme equação anterior, adimensional.

5 CONCLUSÃO

O gráfico 4.7 mostra o comportamento linear do detector de PIN fotodiodo em função da carga emitida pelos tubos de raio X, em regime de medição de seis energias diferentes. As medições individuais apresentaram boa estabilidade e reprodutibilidade. O sistema estudado apresentou um desvio do valor esperado proporcional ao aumento da dose emitida no paciente, quando em comparação com um detector de referência. Esses dados podem ser ajustados conforme a modelagem proposta nas equações 4.3 e 4.2.

5.1 Revisão dos objetivos

Para a construção do instrumento de medida, não foi necessário investimento, visto que a manufatura da placa principal da imagem 3.5a e 3.5b foi realizada nas dependências do Campus do Vale da UFRGS, por técnicos do Laboratório de Microeletrônica, os componentes e cabos utilizados foram doações do professor orientador. A carcaça custou em torno de R\$8,00 e foi cortada artesanalmente.

O objetivo de alcançar um custo viável para o dispositivo foi alcançado, visto que o componente mais caro da placa é o amplificador operacional, onde um componente similar fica em torno de \$60 (ou R\$230, na cotação verificada em 04/12/2018), enquanto que um painel/multímetro utilizado na carcaça custa em torno de R\$20,00.

Lembrando que, para detectores atuais do mercado, os preços variam entre R\$11.000 a R\$30.000 por produto.

5.2 Oportunidades de Melhoria

Existe a oportunidade de implementar outras funções no dispositivo, como medições de tempo de pulso e energia. A medição de tempo de pulso se torna possível com a implementação de microcontroladores que contariam o tempo do pulso, enquanto que medições de energia poderiam ser desenvolvidas utilizando dois

detectores, com um absorvedor (de chumbo ou alumínio) entre eles. Poderia-se, desta forma, calcular a perda de energia de um determinado feixe quando este passa pelo absorvedor, a partir da diferença entre os dois detectores. A partir disso, os ajustes poderiam ser calculados automaticamente, tendo enfim um dispositivo que entrega o valor da dose já convertidos em unidades de Gray.

6 APÊNDICE

Energia (kV)	Corrente (mAs)	Dose no detector referênciã (mGy)	Tensãõ Detector PIN (V)
50	3.2	58.74	0.044
	6.3	113.9	0.085
	10	180.4	0.137
60	3.2	92.56	0.071
	3.2	93.03	0.07
	3.2	91.64	0.07
	6.3	178.4	0.136
	6.3	178.7	0.136
	6.3	179.1	0.136
	10	282	0.216
	14	392.6	0.302
	20	561.2	0.428
	20	561.5	0.427
70	3.2	130.2	0.099
	6.3	253.2	0.189
	10	396.2	0.297
	14	554.3	0.416
	20	790.4	0.591
81	3.2	177.3	0.13
	3.2	177.2	0.13
	6.3	343.4	0.252
	10	539.2	0.395
	10	539.2	0.394
	10	541.2	0.394
	14	752.7	0.549

Tabela 6.1 Continuação

Energia (kV)	Corrente (mAs)	Dose no detector referência (mGy)	Tensão Detector PIN (V)
	14	753.2	0.55
	20	1072	0.783
90	3.2	215.7	0.157
	6.3	415.3	0.301
	10	652.2	0.474
	14	910.9	0.663
	20	1294	0.941
102	3.2	272.4	0.191
	6.3	525.1	0.37
	10	827.7	0.584
	10	829.5	0.583
	14	1156	0.814
	20	1647	1.161
	20	1649	1.161

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BIZETTO, C. A. **Caracterização das Propriedades Dosimétricas de Diodos de Silício Empregados em Radioterapia com Feixe de Fótons**. São Paulo: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, 2013.

BOYLESTAD, R. L.; NASHELSKY, L. **Dispositivos Eletrônicos e Teoria de Circuitos**. 11.ed. Brasil: Pearson Education do Brasil, 2013.

BUCKLEY, C. J.; MICHETTE, A. G. **X-Ray Science and Technology**. 1.ed. Bristol and Philadelphia: Institute of Physics Publishing, 1993.

CNEN. **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica: norma cnen nn-3.01**. Brasil: [s.n.], 2004.

KADESJö, N.; KADESJö, T.; NYHOLM, O. J. **A practical approach to diode based in vivo dosimetry for intensity modulated radiotherapy: radiotherapy and oncology**. [S.l.: s.n.], 2011.

KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement**. 3.ed. Michigan: John Wiley Sons, Inc., 1999.

NILSSON, J. W.; RIEDEL, S. A. **Circuitos Elétricos**. 10.ed. São Paulo SP: Pearson, 2015.

OLDENBERG, O. **Introduction to Atomic and Nuclear Physics**. 3.ed. New York: McGRAW-HILL, 1961.

OPA602AM Datasheet. 1.ed. [S.l.]: Burr-Brown Corporation, 1987.

REZENDE, S. M. **Materiais e Dispositivos Eletrônicos**. 2.ed. São Paulo: Editora Livraria da Física, 2004.

SFH206K Datasheet. 1.ed. [S.l.]: Siemens, 1999.

SIMON M. SZE, M.-K. L. **Semiconductor Devices: physics and technology.** 3.ed. [S.l.]: John Wiley Sons, Inc., 2010.

SZE, S. M. **Semiconductor Devices. Physics and Technology.** 2.ed. [S.l.]: John Wiley Sons, Inc., 2002.

TNT 12000 Users Manual. 1.ed. [S.l.]: Fluke, 2010.

UNSCEAR. **Genetic and Somatic Effects of Ionizing Radiation. 1986 Report to the General Assembly.** New York: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, 1986.