



INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**Desenvolvimento de detector portátil de radiação utilizando
simultaneamente fotodiodo de silício para raios-X e fotodiodo com cintilador
para radiação gama**

SAMUEL AMORIM CANAZZA

Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre em Ciências na Área
de Tecnologia Nuclear -Aplicações

Orientadora:
Prof. Dra. Margarida Mizue Hamada

São Paulo

2022

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**Desenvolvimento de detector portátil de radiação utilizando
simultaneamente fotodiodo de silício para raios-X e fotodiodo com cintilador
para radiação gama**

Versão corrigida
Versão original disponível no IPEN

SAMUEL AMORIM CANAZZA

Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear - Aplicações

Orientadora:
Prof. Dra. Margarida Mizue Hamada

São Paulo

2022

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Como citar:

AMORIM CANAZZA, S. **Desenvolvimento de detector portátil de radiação utilizando simultaneamente fotodiodo de silício para raios-X e fotodiodo com cintilador para radiação gama**. 2022. 92 f. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN, São Paulo. Disponível em: <<http://repositorio.ipen.br/>> (data de consulta no formato: dd/mm/aaaa)

Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema de geração automática da Biblioteca IPEN, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Amorim Canazza, Samuel

Desenvolvimento de detector portátil de radiação utilizando simultaneamente fotodiodo de silício para raios-X e fotodiodo com cintilador para radiação gama / Samuel Amorim Canazza; orientadora Margarida Mizue Hamada . - - São Paulo, 2022.
92 f.

Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Tecnologia Nuclear (Aplicações) -- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2022.

1. Detectores de radiação. 2. Fotodiodos de silício. 3. Cintilador CsI (Tl). I. Mizue, Margarida , orient. II. Titulo.

Dedico esse trabalho a minha esposa, Flavia Mary Gomes Canazza, que em todo tempo me incentivou a prosseguir mesmo em meio as dificuldades.

Dedico aos meus familiares que sempre demonstraram compreensão no decorrer do desenvolvimento da dissertação e proporcionaram condições para o término deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus pelo término deste trabalho, sabendo que sem Ele nada é possível e Ele é a causa primordial de todas as coisas.

A minha orientadora Dra. Margarida Mizue Hamada, uma professora incrível e com grande sensibilidade para entender os diversos momentos em que passamos desenvolvendo este trabalho.

Ao Dr. Fábio Eduardo da Costa, que esteve presente desde o início do trabalho transmitindo seu conhecimento e experiência e que foi fundamental para o sucesso do trabalho.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN –SP), em especial ao Centro de Tecnologia das Radiações (CETER) por ter disponibilizado suas instalações para o desenvolvimento deste trabalho.

Ao Serviço Nacional de Aprendizagem Industrial (Senai - SP), em especial ao Senai Roberto Simonsen por ter proporcionando condições durante todo tempo necessário para o término deste trabalho.

RESUMO

CANAZZA, S. A. Desenvolvimento de detector portátil de radiação utilizando simultaneamente fotodiodo de silício para raios-X e fotodiodo com cintilador para radiação gama. 2022. 92 p. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN – CNEN/SP. São Paulo.

Neste trabalho foi desenvolvido um detector portátil de radiação usando como detector um fotodiodo de silício para raios-X e um cintilador de CsI(Tl) (cristal de iodeto de cério ativado com tálio) com fotodiodo para radiação gama. O fotodiodo de silício é sensível a energias desde algumas unidades de keV (quilo elétron-volt), mas o ruído do conjunto detector pode se misturar a estes valores e não permitir sua detecção. Para esse tipo de detector o pré-amplificador sensível à carga é o mais indicado, porém, produzem um ruído proporcional a capacitância de entrada (capacitância do detector) exigindo, portanto, que o detector tenha a menor capacitância possível. Assim, foram estudados os conjuntos: detector com pré-amplificador, fontes de tensão simétrica para os amplificadores operacionais e circuitos de polarização de tensão reversa para os fotodiodos de forma que produzissem o menor ruído possível de forma a aumentar a faixa de energias que o detector é sensível. Para isso foram comparados os comportamentos do conjunto pré-amplificador utilizando dois fotodiodos em paralelo, que neste caso teriam as capacitâncias somadas, com um único pré-amplificador e fotodiodos e pré-amplificadores independentes, mas com suas saídas paralelo, que somariam os ruídos dos conjuntos. Como resultado o uso de dois fotodiodos em paralelo apresentou menor ruído que dois pré-amplificadores em paralelo. Complementando, a fonte de tensão simétrica utilizou circuitos integrados que introduzissem baixo ruído na linha de alimentação de corrente contínua e para o circuito de polarização de tensão reversa utilizou-se e a elevação da tensão com transformador a partir de um gerador de onda senoidal.

Palavras chave: detectores de radiação; fotodiodos de silício; cintilador CsI(Tl).

ABSTRACT

CANAZZA, S. A. Development of a portable radiation detector using simultaneously silicon photodiode for X-rays and photodiode with scintillator for gamma radiation. 2022. 92 p. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN – CNEN/SP. São Paulo.

In this work, a portable radiation detector was developed using a silicon photodiode for X-rays and a CsI(Tl) (thallium-activated cesium iodide crystal) scintillator with a photodiode for gamma radiation. The silicon photodiode is sensitive to energies since a few units of keV (kilo electron-volt), but the noise of the detector assembly can mix with these values and not allow its detection. For this type of detector, the charge sensitive preamplifier is the most suitable, however, they produce noise proportional to the input capacitance (detector capacitance), thus requiring the detector to have the smallest capacitance possible. Thus, the sets were studied: detector with preamplifier, symmetrical voltage sources for the operational amplifiers and reverse voltage polarization circuits for the photodiodes in order to produce the minimum noise possible in order to increase the range of energies that the detector is sensitive. For this, the behavior of the preamplifier set was compared using two photodiodes in parallel, which in this case would have the capacitances added, with a single preamplifier and independent photodiodes and preamplifiers, but with their parallel outputs, which would add the noise of the sets. As a result, the use of two photodiodes in parallel presented lower noise than two preamps in parallel. In addition, the symmetrical voltage source used integrated circuits that introduced low noise in the direct current supply line and for the reverse voltage polarization circuit it was used and the voltage elevation with a transformer from a sine wave generator.

Key words: radiation detectors; silicon photodiodes; CsI(Tl) scintillator.

Sumário

1	INTRODUÇÃO.....	16
2	OBJETIVOS	18
3	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	19
3.1	Tipos de radiação ionizante	19
3.1.1	Radiação Alfa	19
3.1.2	Radiação Beta.....	20
3.1.3	Raio X.....	20
3.1.4	Radiação Gama.....	22
3.2	Interação da radiação com a matéria	23
3.2.1	Efeito fotoelétrico ou absorção fotoelétrica.....	23
3.2.2	Efeito Compton.....	24
3.2.3	Produção de pares	26
3.2.4	Predominância dos processos de interação da radiação eletromagnética como função da energia do fóton e do número atômico do meio absorvedor	27
3.3	Efeitos das radiações ionizantes na saúde humana	27
3.4	Dosimetria das radiações.....	28
3.5	Detectores de radiação.....	29
3.5.1	Câmara de ionização.....	30
3.5.2	Detector proporcional	30
3.5.3	Detector Geiger-Müller	30
3.5.4	Detectores de cintiladores	31
3.5.5	Cintilador de CsI(Tl).....	31
3.5.6	Detectores semicondutores.....	31
3.5.7	Semicondutores intrínsecos, extrínsecos e junção.....	34
3.5.8	Junção do semicondutor do tipo PIN.....	38

3.5.9	Detector semiconductor de silício tipo PIN com cintilador de CsI(Tl) ..	39
3.6	Eletrônica associada	40
3.6.1	Pré-amplificador	40
3.6.2	Amplificador.....	45
3.6.3	Fonte de alimentação simétrica para os amplificadores operacionais e fonte de polarização reversa do fotodiodo	46
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	49
4.1	Pré-amplificador.....	49
4.2	Avaliação do ruído do conjunto detector através do espectro de energia	51
4.3	Escolha dos conjuntos detector – pré-amplificador.....	52
4.4	Construção do conjunto detector utilizando fotodiodo acoplado ao cristal cintilador de CsI(Tl).....	53
4.5	Fonte de alimentação simétrica.....	54
4.6	Fonte de tensão de reversa para os fotodiodos	57
4.7	Circuito amplificador e conformador de pulsos	57
4.8	Circuito de ajuste de limiar	58
4.9	Microcontrolador para o circuito contador, indicador do nível de bateria e alarme	59
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	62
5.1	Pré-amplificador.....	62
5.2	Avaliação do ruído do conjunto detector através do espectro de energia	63
5.3	Escolha dos conjuntos detector – pré-amplificador.....	64
5.4	Construção do conjunto detector utilizando fotodiodo acoplado ao cristal cintilador de CsI(Tl).....	65
5.5	Fonte de alimentação simétrica.....	67
5.6	Fonte de tensão de reversa para os fotodiodos	68

5.7 Circuito amplificador e ajuste de limiar	69
5.8 Microcontrolador para o circuito contador, indicador do nível de bateria e alarme	69
5.9 Montagem do detector de radiação.....	71
6 CONCLUSÕES.....	74
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	76
APÊNDICE A – Esquemas elétricos da placa de teste desenvolvida	85
APÊNDICE B – Esquema elétrico do pré-amplificador e amplificador	86
APÊNDICE C – Esquema elétrico da placa da fonte simétrica, fonte de alta tensão e microcontrolador	87
APÊNDICE D – código do microcontrolador	88

LISTA DE QUADROS

Tabela 1 - Coletânea de fabricantes e modelos de detectores portáteis que usam fotodiodos PIN de silício (Si) e ou acoplados a cintiladores de iodeto de cério dopado com tálio (CsI(Tl)).....	17
Tabela 2 - Comparação entre os ruídos produzidos no pré-amplificador com regulador linear e com reguladores inversores.	68

LISTAS DE FIGURAS

Figura 1 - Ejeção de um elétron por um elétron incidente no alvo e a posterior emissão de um fóton de raio X característico chamada $K\alpha$ ou $K\beta$	21
Figura 2 - Processo de geração de um fóton de radiação de freamento.	22
Figura 3 - Esquema ilustrativo da interação por efeito fotoelétrico.....	24
Figura 4 - Esquema ilustrativo da interação por efeito Compton.....	25
Figura 5 - Esquema ilustrativo da interação de produção de pares.	26
Figura 6 - Predominância dos principais tipos de interações de fótons com a matéria em função da energia do fóton e do número atômico do material.	27
Figura 7 - Modelo de bandas de energia para isolantes, semicondutores e condutores.	32
Figura 8 - Modelo de uma rede cristalina onde a impureza é o antimônio no silício tipo N.....	35
Figura 9 - Modelo de uma rede cristalina de silício tipo P devido a dopagem com boro.....	36
Figura 10 - Faixa de eficiência de detecção típica de um fotodiodo de silício PIN.	39
Figura 11 - Espectro de sensibilidade do fotodiodo de silício sobreposto ao espectro de emissão do cintilador de CsI(Tl). A amplitude do espectro de emissão na figura não tem correlação com a eficiência, apenas o comprimento de onda.....	40
Figura 12 - Pré-amplificador sensível a carga em um circuito simplificado.....	42
Figura 13 - Relação ruído pela capacitância de entrada de um típico pré-amplificador.....	45
Figura 14 - Esquema simplificado de um amplificador utilizado em instrumentação nuclear.	46
Figura 15 - Circuito oscilador em ponte de Wien utilizando amplificadores operacionais.....	48
Figura 16 - Esquema elétrico do pré-amplificador de utilizado neste trabalho.....	50
Figura 17 - Placa especialmente construída com os dois pré-amplificadores e respectivos fotodiodos, que pode ser utilizada também com um pré-amplificador e dois fotodiodos em paralelo.	51
Figura 18 - Diagrama de blocos para comparação do ruído de cada um dos pré-amplificadores através do espectro de energia do ^{241}Am	52

Figura 19 - Diagrama de blocos para obtenção dos espectros de energia para estudo da configuração com menor ruído.....	53
Figura 20 - Em A apenas o fotodiodo, em B o cristal cintilador colado sobre o fotodiodo e em C o cintilador revestido com fita Teflon®.....	54
Figura 21 - Circuito regulador -5Vcc com o MC33063A com armazenagem de energia em indutor.	55
Figura 22 - Circuito regulador -5Vcc com o ICL7660 com armazenagem de energia em capacitor.....	56
Figura 23 - Fonte simétrica utilizando o LM7905 para tensão negativa e LM7805 para tensão positiva.	56
Figura 24 - Diagrama de blocos da fonte simétrica.....	57
Figura 25 - Circuito amplificador e conformador de pulsos	58
Figura 26 - Circuito do ajuste de limiar.....	59
Figura 27 - Circuito com o microcontrolador responsável por efetuar a contagem, adequação da escala em taxa de dose, indicador de nível de bateria, saída de nível de alarme e comunicação com o mostrador.	60
Figura 28 - Fluxograma da programação do microcontrolador.	61
Figura 29 - Pulso de tensão na saída do pré-amplificador produzido com a fonte de radiação ^{241}Am	62
Figura 30 - Espectros de energia do ^{241}Am obtidos na saída de cada um dos pré-amplificadores.	63
Figura 31 - Comparação dos níveis de ruídos através do vale formado entre a região do ruído e do fotopico para fotodiodos em paralelo e para pré-amplificadores ligados em paralelo.	64
Figura 32 - Espectros de energia dos pré-amplificadores de forma individual e nas associações com fotodiodos em paralelo e pré-amplificadores em paralelo.	65
Figura 33 - Placa de controle da estabilidade da colagem para o cristal e o fotodiodo.	66
Figura 34 - Espectros de energia obtidos com dois fotodiodos em paralelo, sendo um deles acoplado a um cintilador de CsI(Tl) , mostrando sensibilidade de detecção nestas duas faixas de energia.....	67
Figura 35 - Circuito oscilador em ponte de Wien, transformador de multiplicação de tensão e circuito retificador para geração dos 50V para os fotodiodos.....	69
Figura 36 - Telas de interface com o detector.....	70

Figura 37 - Placa desenvolvida com o pré-amplificador e amplificador.	71
Figura 38 - Placa desenvolvida com os circuitos de limiar, o circuito do microcontrolador e as fontes de polarização e simétrica.	72
Figura 39 – Detector de radiação portátil desenvolvido no trabalho.	73

1 INTRODUÇÃO

Radiação é um processo físico de emissão e de propagação de energia por meio de partículas ou de ondas eletromagnéticas. Esse processo pode ocorrer em um meio material ou no espaço [1, 2, 3].

Conforme sua capacidade de interagir com a matéria, as radiações são denominadas não ionizantes e ionizantes [3, 4].

As radiações não ionizantes não são capazes de remover elétrons de seus orbitais ou quebrar ligações de seus átomos, portanto não podem provocar ionização e ou excitação de átomos e moléculas. Como exemplos de radiações não ionizantes temos as ondas de rádio e micro-ondas [3, 4].

As radiações ionizantes por sua vez, devido a sua maior energia podem remover elétrons e quebrar ligações químicas. Essas propriedades fazem com que esse tipo de radiação possa ter características deletérias o que implica a necessidade de seu controle e monitoração. Apesar disso, as radiações ionizantes são utilizadas em vários campos do nosso cotidiano, desde aplicações na medicina, agricultura, indústria, geração de energia entre outros [5]. Desta forma, a detecção da radiação ionizante é uma constante em várias áreas que se utilizam desta tecnologia e o uso de detectores individuais e portáteis tornaram-se indispensáveis para promover a segurança do uso dessas radiações. Como exemplos de radiações ionizantes, tais como os raios-X, raios gama e partículas eletricamente carregadas [6].

Para essas aplicações geralmente são usados os tubos Geiger-Müller onde não é necessário obter os espectros de energia. As características destes detectores são conhecidas como baixa sensibilidade, principalmente para detectores de pequenos volumes, baixas taxas de contagem e alto tempo morto. Uma das alternativas possíveis para substituir os tubos de Geiger-Müller são os fotodiodos PIN de silício. Estes detectores de silício têm alta sensibilidade para luz visível e radiação infravermelha, mas também são capazes de detectar raios-X e radiação gama de baixa energia [7].

O fotodiodo PIN é uma variação do diodo de junção PN, mas que possui uma região intrínseca entre a junção P e N. Esta configuração aumenta o volume da junção e conseqüentemente a eficiência como detector [8]. Paralelamente, para

aumentar a eficiência de detecção para radiações com energias maiores que as dos raios-X, tem-se usado fotodiodos de silício acoplados a cristais cintiladores de CsI(Tl) [7, 9]. Estes cristais podem ser fabricados em vários volumes, apresentam elevado número atômico e sua luminescência está em uma faixa sensível dos fotodiodos.

Diante destas características, atualmente várias empresas fabricantes de detectores portáteis de radiação utilizam estes fotodiodos [7, 9]. A Tabela 1 mostra uma coletânea de empresas e respectivos detectores que utilizam semicondutores de silício no lugar de detectores do tipo Geiger-Müller, demonstrando a viabilidade desta tecnologia em detectores portáteis de radiação.

Tabela 1 - Coletânea de fabricantes e modelos de detectores portáteis que usam fotodiodos PIN de silício (Si) e ou acoplados a cintiladores de iodeto de cézio dopado com tálio (CsI(Tl)).

Fabricante	Modelo	Medição da taxa de dose	Detector
DIGIDOSE	MODELO I	1 μ Sv/h a 500 mSv/h	Fotodiodo
CNMC	DOSEi	0,001 mSv/h a 999.9 mSv/h	Fotodiodo
MYDOSE	PDM227	1 μ Sv/h a 100 mSv/h	Fotodiodo
HITACH ALOKA MEDICAL	PDM-127b	1 μ Sv/h a 100 mSv/h	Fotodiodo
RADOS	RAD-60	5 μ Sv/h a 3 Sv/h	Fotodiodo
MIRION TECHNOLOGIES	RDS-31iTxDSD	10 μ Sv/h a 10 Sv/h	Fotodiodo
SAPHYDOSE	Saphydose gama i	0,5 μ Sv/h a 5000 mSv/h	Fotodiodo
MIRION TECHNOLOGIES	Sonda SVLD	10 nSv/h a 1 mSv/h	Fotodiodo + Cintilador
POLIMASTER	BDG3	0,1 μ Sv/h a 0,04 mSv/h	Fotodiodo + Cintilador
MIRION TECHNOLOGIES	Sonda SG-1R	1 μ Sv/h a 0,2 mSv/h	Fotodiodo + Cintilador
MIRION TECHNOLOGIES	Sonda SG-2R	1 μ Sv/h a 0,05 mSv/h	Fotodiodo + Cintilador

Fonte: Autor da dissertação.

2 OBJETIVOS

Desenvolver um detector portátil utilizando o fotodiodo de silício tipo PIN como detector de radiação para baixas energias, simultaneamente com outro fotodiodo associado a cintilador de CsI(Tl) para altas energias, estudando a configuração de fotodiodos e pré-amplificadores que permitam a melhor relação sinal-ruído e portanto a maior faixa de energias detectáveis;

Desenvolver a unidade de amplificação e conformação do sinal dos detectores;

Desenvolver a eletrônica de contagem para leitura de dose instantânea e integrada;

Desenvolver as fontes de alimentação simétrica e polarização buscando não comprometer a relação sinal-ruído da unidade de pré-amplificação.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A radiação ionizante não pode ser percebida pelo ser humano em nenhum dos seus sentidos. A percepção tardia tende a ocorrer quando algum dano significativo já tenha ocorrido por conta da exposição à radiação. Para que o ser humano possa se valer dos bons proveitos da energia nuclear e das radiações ionizantes em geral, sem que corra riscos e provoque impactos negativos, se faz necessário o desenvolvimento e, ou, aprimoramento de materiais e equipamentos detectores de radiação. Para desenvolver ou aprimorar um material ou equipamento detector, é necessário conhecer os tipos de radiações ionizantes e os meios pelos quais a radiação pode interagir com a matéria [10].

3.1 Tipos de radiação ionizante

3.1.1 Radiação Alfa

Quando um elemento químico possui um número de nêutrons e prótons elevado, seu núcleo atômico pode tornar-se instável devido à repulsão elétrica que existe entre os prótons. Esta força de repulsão pode superar a força nuclear atrativa de curto alcance, da ordem do diâmetro nuclear, podendo ocasionar a emissão pelo núcleo de partículas alfa que são constituídas de dois nêutrons e dois prótons e ainda grande quantidade de energia na forma de radiação eletromagnética [10].

Devido ao poder de penetração extremamente baixo das partículas alfa, seus efeitos são limitados tipicamente às camadas superficiais do material exposto a esta forma de radiação. O conselho clássico de proteção contra este tipo de radiação é que uma folha de papel pode interromper a radiação alfa. Portanto, à primeira vista, parece que os efeitos da radiação alfa podem ser negligenciados. No entanto, existem situações em que a radiação alfa pode causar danos, como exemplo na sua ingestão e pode afetar na operação ou o funcionamento de equipamentos [11].

Para o setor nuclear, os materiais emissores alfa são comumente encontrados na reciclagem de combustível nuclear e em usinas de manuseio destes resíduos. Estes podem tomar a forma de líquidos ou sólidos e os últimos

apresentam um problema particular quando o material está na forma de pó. Os pós podem se alojar em superfícies em rachaduras ou ranhuras ou atraídos por forças eletrostáticas. Nesses casos, o material radioativo está em contato com a superfície e, portanto, a dose transmitida à superfície pode ser muito alta. Isso pode causar danos aos materiais poliméricos (por exemplo, cabos, vedações e polainas) e materiais ópticos (por exemplo, janelas e lentes de câmeras) [11].

3.1.2 Radiação Beta

A radiação beta é um termo usado para descrever elétrons de origem nuclear, carregados negativamente ou positivamente (pósitron). Sua emissão geralmente se dá através de núcleos de átomos de massa pequena ou intermediária, que possuem excesso ou falta de nêutrons em relação à estrutura estável correspondente [12].

A emissão beta na forma de uma carga negativa pode acontecer quando um núcleo possui um excesso de nêutrons, e ocorre a transformação de um nêutron em um próton e um elétron negativo é ejetado. Com esta transformação o número de massa se mantém o mesmo, mas o número atômico aumenta de uma unidade, uma vez que há o aumento de uma carga positiva no núcleo [12, 13].

Na emissão de um pósitron, um próton se transforma em um nêutron e um elétron positivo é ejetado. Com a transformação o número de massa se mantém o mesmo e o número atômico diminui de uma unidade, uma vez que diminui uma carga positiva do núcleo [12, 13].

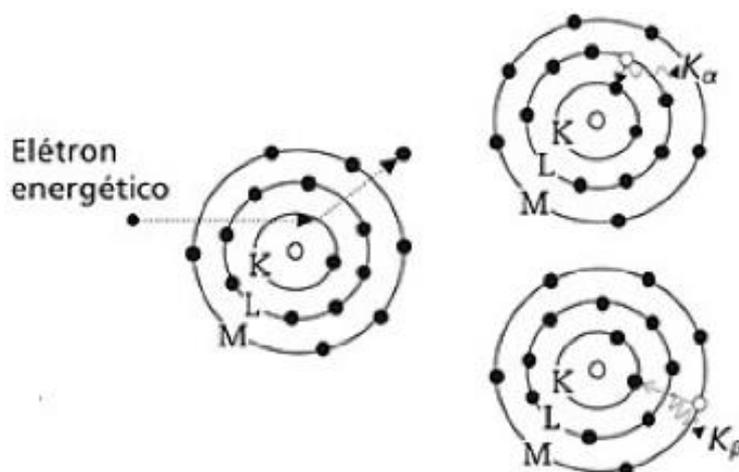
3.1.3 Raio X

Raio X é radiação eletromagnética emitida por elétrons durante a sua mudança entre níveis atômicos de energia, recebendo o nome de raio X característico, ou durante a desaceleração de elétrons ao atravessar um campo de força coulombiana, sendo neste caso chamada de radiação contínua ou de radiação de freamento (Bremsstrahlung) [14].

Os raios X característicos mostram uma assinatura do material e têm espectro de energia discreto e energias envolvidas na ordem de keV, acontecendo principalmente nas transições entre as camadas mais internas do átomo [15].

Como exemplo, em uma válvula geradora de raio X, elétrons termicamente produzidos são acelerados contra um alvo, removendo elétrons da camada K, criando lacunas em seu lugar, que são imediatamente preenchidas pela transição de um elétron de uma camada mais externa. Esta transição de um nível de maior energia para um de menor é que produz um fóton de energia discreta que é o raio X característico. A figura 1 mostra a ejeção de um elétron por um elétron incidente no alvo e a posterior emissão de um fóton de raio X característico chamada $K\alpha$ ou $K\beta$ [15].

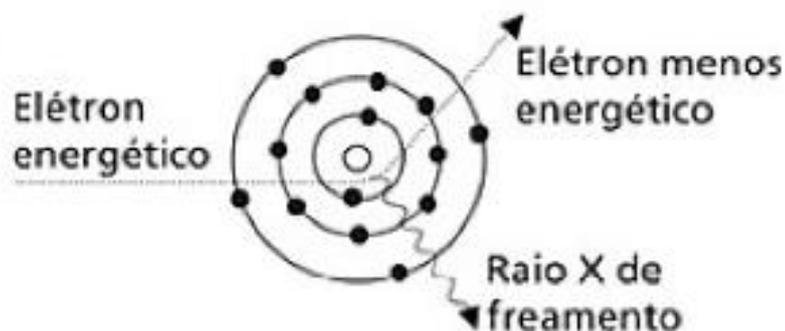
Figura 1 - Ejeção de um elétron por um elétron incidente no alvo e a posterior emissão de um fóton de raio X característico chamada $K\alpha$ ou $K\beta$.



Fonte: OKUNO, E.; YOSHIMURA, E.; 2010.

Na radiação de freamento, elétrons incidentes aproximam-se dos núcleos dos átomos do alvo, podendo perder de uma só vez uma fração considerável de sua energia, emitindo fótons de raios X. Neste caso, os elétrons sofrem uma desaceleração brusca devido à interação causada pelo campo coulombiano dos núcleos dos átomos do alvo, gerando o raio X por freamento com espectro de energia contínuo. A figura 2 mostra o processo de geração de um fóton de radiação de freamento [15].

Figura 2 - Processo de geração de um fóton de radiação de freamento.



Fonte: OKUNO, E.; YOSHIMURA, E.; 2010.

Como os raios X são ondas eletromagnéticas de alta energia, estas apresentam alta penetrabilidade, que ao mesmo tempo que apresentam muitas aplicações em diversas áreas, também apresentam propriedades deletérias aos seres vivos.

3.1.4 Radiação Gama

A maioria dos decaimentos alfa e beta, assim como a maioria das reações nucleares, levam o núcleo a um estado final excitado do núcleo filho, onde a emissão gama é usualmente observada após tais ocorrências. A emissão gama é uma radiação eletromagnética de alta energia e espectro discreto. Nela, um estado nuclear excitado decai a outro estado menos excitado, ou ao estado fundamental, pela emissão de fótons de energia igual à diferença de energia entre os estados nucleares inicial e final, a menos de uma pequena correção para a energia de recuo do núcleo. Estas energias vão tipicamente de 0,1 a 10 MeV [16].

Um processo que compete com a emissão gama é a conversão interna, no qual o núcleo excitado transfere sua energia diretamente a um elétron atômico, que, então, é liberado do átomo. Ao contrário do processo de decaimento beta, na conversão interna não há a criação de um elétron e, embora o átomo fique ionizado, não há nenhuma alteração no número atômico ou no número de nêutrons do radionuclídeo [16].

Assim como os raios X, a radiação gama possui grande poder penetração com vantagens e implicações de sua utilização.

3.2 Interação da radiação com a matéria

A interação da radiação com a matéria consiste na transferência de energia da radiação ao meio que atravessa. Esta transferência pode acontecer com os elétrons dos átomos ou mesmo com o núcleo atômico, dependendo do tipo e energia da radiação incidente [17].

A radiação eletromagnética (fótons) interage pela ação de campos eletromagnéticos, atuando sobre as partículas carregadas do meio. As partículas carregadas (partículas alfas, elétrons, fragmentos de fissão, prótons etc.) têm sua ação em elétrons do meio aproximada por interações coulombianas consecutivas. Os nêutrons atuam sobre prótons e nêutrons de núcleos atômicos pela força nuclear forte [17].

Em decorrência destas interações, podem ocorrer a excitação atômica ou nuclear, ionização e ou ativação do núcleo [17].

A excitação é o fenômeno no qual um elétron salta do seu nível fundamental para outro mais energético. A ionização é o fenômeno no qual um elétron é ejetado do átomo após receber uma quantidade de energia; como efeito, gera elétrons de energias altas, íons positivos ou radicais livres. A ativação do núcleo é o fenômeno no qual ocorrem reações nucleares; como efeito, pode ejetar um próton ou um nêutron do núcleo [17].

A radiação eletromagnética na forma de raio X ou gama, pode ainda interagir de maneiras diferentes dependendo de sua energia e do número atômico do meio em que incide. Os três principais tipos de interação são o efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares.

3.2.1 Efeito fotoelétrico ou absorção fotoelétrica

O efeito fotoelétrico envolve a absorção de um fóton por um elétron atômico com a subsequente ejeção de um elétron do átomo. O fóton interage com um elétron orbital fortemente ligado do absorvedor e desaparece, enquanto o elétron orbital é ejetado do átomo passando a ser chamado de fotoelétron [14]. A absorção fotoelétrica é predominante para baixas energias e para elementos de elevado número atômico (Z), sendo proporcional a Z^5 . A energia cinética do fotoelétron é dada pela Equação 1:

$$E_{cinética} = h\nu - E_{ligação} \quad \text{Equação (1)}$$

Onde:

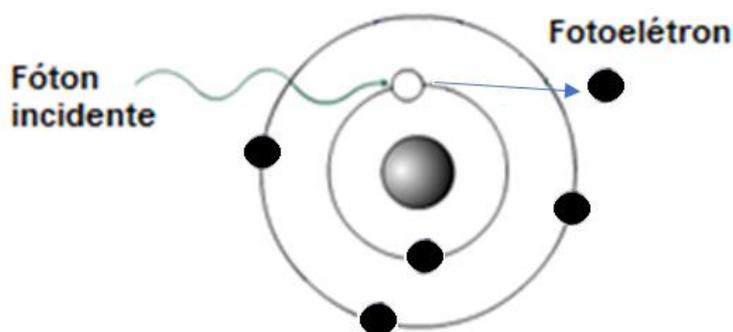
$E_{cinética}$ é a energia cinética do fotoelétron;

$h\nu$ é a energia do fóton incidente, onde h é a constante de Planck e ν é a frequência da radiação;

$E_{ligação}$ é a energia de ligação do elétron orbital.

A Figura 3 ilustra o comportamento da interação da radiação eletromagnética com um meio absorvedor pelo efeito fotoelétrico.

Figura 3 - Esquema ilustrativo da interação por efeito fotoelétrico.



Fonte: Modificado de TAUHATA, L.; SALATI, I.; PRINZIO, R. D.; PRINZIO, A. R. D. 2013.

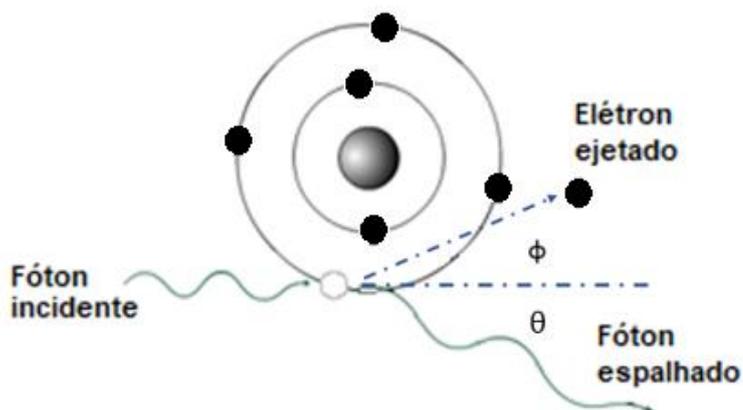
Do ponto de vista da interação da radiação com a matéria, esse é o processo que mais transfere energia para o meio, uma vez que o fóton incidente foi totalmente absorvido e sua energia está convertida na energia cinética do fotoelétron. Do ponto de vista do detector é o processo mais desejado à medida que toda a energia do fóton incidente será convertida em cargas elétricas no detector.

3.2.2 Efeito Compton

O efeito Compton ilustrado na Figura 4 é um processo no qual um elétron de baixa energia de ligação, ao sofrer a interação com um fóton, é ejetado de seu orbital. Desta interação um fóton de menor energia é produzido em uma nova direção, constituindo um espalhamento incoerente ou inelástico [18]. Este tipo de

interação é inversamente proporcional à energia do fóton gama incidente e proporcional ao número atômico do meio material.

Figura 4 - Esquema ilustrativo da interação por efeito Compton.



Fonte: Modificado de TAUHATA, L.; SALATI, I.; PRINZIO, R. D.; PRINZIO, A. R. D. 2013.

O valor da energia do fóton espalhado em função do ângulo θ , é dado pela Equação 2 [18].

$$h\nu = \frac{h\nu_0}{1 + \frac{h\nu_0}{m_0c^2}(1 - \cos \theta)}$$

Equação (2)

onde:

$h\nu$ é a energia do fóton espalhado;

$h\nu_0$ é a energia do fóton incidente;

m_0c^2 é a energia de repouso, onde m_0 é a massa de repouso da partícula e c é a velocidade da luz.

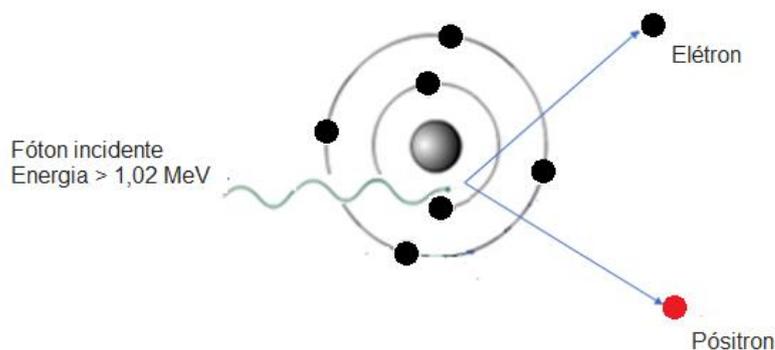
No efeito Compton apenas parte da radiação incidente irá transferir energia para o meio, uma vez que o restante aparece como um fóton espalhado de menor energia. Considerando essa interação no detector, não é o processo mais desejado devido que apenas parte da energia do fóton será convertida em cargas elétricas, apesar da menor amplitude de pulso gerado, ainda poderá ser contado de forma eficiente.

3.2.3 Produção de pares

Se a energia dos raios gama incidente em um alvo exceder o dobro da energia da massa em repouso de um elétron que é de 511 keV, o processo de produção de pares é energeticamente possível. A produção de pares consiste na interação de um fóton de alta energia com o campo coulombiano do núcleo, onde o fóton gama desaparece, aparecendo no seu lugar um par elétron-pósitron. Para que seja conservado o momento é necessário que haja um corpo ou partícula que absorva o momento de recuo, geralmente o núcleo de algum átomo. Desta forma a produção de pares não ocorre no vácuo [7].

Em energias de raios gama que estão apenas algumas centenas de keV acima da energia da massa em repouso do elétron, a probabilidade de produção de pares é pequena. No entanto, esse mecanismo de interação torna-se predominante à medida que a energia dos fótons está na faixa de MeV. O excesso de energia transportado pelo fóton acima de 1,02 MeV necessário para criar o par vai para a energia cinética compartilhada pelo pósitron e o elétron. O pósitron irá subsequentemente se aniquilar com um elétron, produzindo dois fótons de aniquilação como produtos secundários da interação [7]. A Figura 5 ilustra o comportamento da interação da radiação eletromagnética com um meio absorvedor pela produção de pares.

Figura 5 - Esquema ilustrativo da interação de produção de pares.



Fonte: Modificado de TAUHATA, L.; SALATI, I.; PRINZIO, R. D.; PRINZIO, A. R. D. 2013.

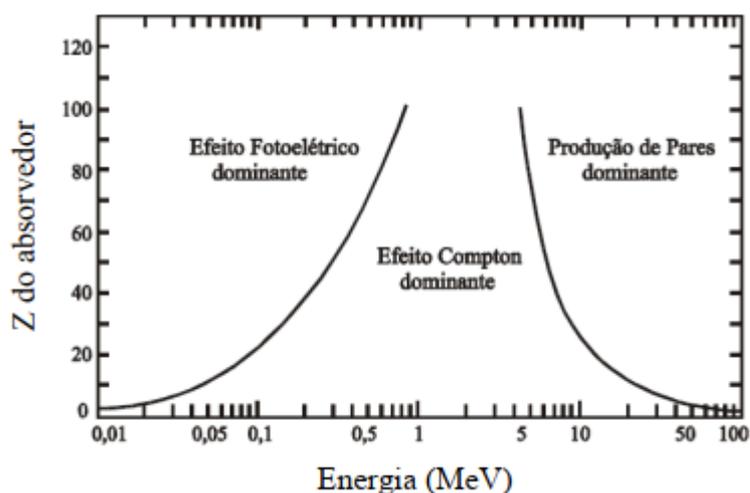
Do ponto de vista de detecção havendo a interação da radiação com o detector, o fenômeno de produção de pares também produz um pulso que pode ser

contado. O fato de ter sido produzido um elétron com energia cinética e depois dois fótons de aniquilação posteriormente absorvidos, faz com que tenha sido produzido apenas um pulso para toda a carga produzida à medida que, esses eventos acontecem em intervalos muito curtos.

3.2.4 Predominância dos processos de interação da radiação eletromagnética como função da energia do fóton e do número atômico do meio absorvedor

As interações fotoelétricas são predominantes para baixas energias, mas à medida que a energia cresce, o efeito fotoelétrico passa a dar espaço ao efeito Compton, que acaba se tornando predominante para energias de 1 a 5 MeV. Acima da energia de alguns MeV para fótons, a produção de pares é a interação predominante. A Figura 6 ilustra a variação da predominância destes processos em função da energia e do número atômico do meio absorvedor [18].

Figura 6 - Predominância dos principais tipos de interações de fótons com a matéria em função da energia do fóton e do número atômico do material.



Fonte: GROppo, D. P.; 2013.

3.3 Efeitos das radiações ionizantes na saúde humana

Os procedimentos com radiação ionizante são empregados nas áreas médica, industrial, agrícola e alimentícia e os perigos da radiação ionizante na

saúde humana são conhecidos desde o século passado. É consenso que a saúde humana é comprometida recebendo altas doses de radiação ionizante [19].

As ionizações provocadas pela radiação podem danificar o DNA celular, seja através de uma interação direta entre radiação e DNA ou através da criação de radicais livres quimicamente reativos. Tais danos podem levar à morte celular ou a modificações não letais do DNA, que não são reparadas ou mal reparadas [19, 20]. Há pesquisas com diversas opiniões de cientistas sobre os diferentes riscos associados a exposições persistentes a pequenas doses de radiações ionizantes, que são muito mais frequentes do que a exposição acidental de altas doses [19].

O grau de risco carcinogênico decorrente de baixos níveis de exposição é mais contencioso, mas as evidências disponíveis apontam para um risco aumentado que é aproximadamente proporcional à dose recebida [20].

Os efeitos biológicos provenientes da radiação ionizante podem ser classificados como estocásticos e determinísticos. Os efeitos estocásticos causam uma alteração aleatória no DNA de uma única célula que, no entanto, continua a reproduzir-se e levam à transformação celular; não apresentam limiar de dose e o dano pode ser causado por uma dose mínima de radiação. O aumento da dose somente aumenta a probabilidade e não a severidade do dano. Os efeitos são cumulativos e quanto maior a dose, maior a probabilidade de ocorrência. Quando o dano ocorre em célula germinativa, efeitos hereditários podem ocorrer [21].

Os efeitos determinísticos levam à morte celular. A probabilidade de ocorrência e a severidade do dano estão diretamente relacionadas com o aumento da dose. Quando a destruição celular não pode ser compensada, efeitos clínicos podem aparecer, se a dose estiver acima do limiar [21].

3.4 Dosimetria das radiações

A dosimetria das radiações é uma das principais ferramentas para assegurar que os procedimentos que fazem uso da radiação e sujeitos a sua exposição estejam dentro dos limites seguros. Quando a dose é excedida, pode comprometer o ser humano e ou, o meio em que interage [18].

As recomendações da International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), em 1950, expressavam a dose em termos da quantidade de energia absorvida por unidade de massa do material irradiado. Em 1953, a

grandeza dose absorvida foi estabelecida, sendo definida como a razão entre a energia depositada por massa [22].

Inicialmente, a unidade que expressava essa grandeza era chamada de rad (radiation absorbed dose). A unidade da dose absorvida foi modificada para gray (1 Gy = 100 rad) sendo que no Sistema Internacional 1Gy equivale a 1 J.kg⁻¹ [17, 23, 24].

Para uma mesma dose absorvida, os efeitos da radiação podem variar com o seu tipo e energia. Em razão disto foi necessário criar um conceito com o qual fosse possível comparar os efeitos devido às diferentes radiações nos seres vivos. Para considerar isto, foi introduzida a grandeza dose equivalente, que é a dose absorvida média em um órgão ou tecido, multiplicada por um fator de peso adimensional, relativo ao tipo e energia da radiação incidente. A unidade de dose equivalente nestes casos recebe o nome de sievert (Sv) [25].

Para calibrar o conjunto detector da unidade desenvolvida, o procedimento adotado foi expor o detector a um campo conhecido. Durante esse procedimento converte-se o numero de contagens obtido para o respectivo valor de dose no detector para a sua posição no campo de radiação. Particularmente neste trabalho, o detector será exposto a um campo de radiação gama, uma vez que o objetivo é detectar raio X e radiação gama e essas radiações têm propriedades semelhantes.

3.5 Detectores de radiação

Detector de radiação é um dispositivo que, colocado em um meio onde exista um campo de radiação, é capaz de indicar a sua presença [26]. Entre alguns requisitos desejados para detectores de radiação pode-se citar: alta eficiência, independência da energia da radiação incidente, fornecimento de sinais elétricos de alto nível para tornar o equipamento eletrônico o mais simples possível, operação não sensível a mudanças de temperatura ambiente, alta resistência mecânica e vida útil compatível com a utilização. No entanto, nem todos os requisitos listados acima são encontrados simultaneamente em um mesmo detector [27]. Os principais detectores utilizados são: câmara de ionização, detector proporcional, Geiger-Müller, detectores cintiladores e detectores semicondutores [7].

3.5.1 Câmara de ionização

As câmaras de ionização são detectores que se baseiam em interações da radiação com os meios gasosos. Sua construção basicamente possui dois eletrodos metálicos, sendo um deles um condutor central e o outro formado pela parede da câmara [7, 27, 28, 29].

Quando a radiação ionizante interage com os átomos do gás em seu interior, produz pares de íons positivos e elétrons. Ao aplicar-se uma diferença de potencial entre as paredes da câmara e o eletrodo central, origina-se um campo elétrico dentro da câmara. As cargas criadas pelas ionizações ocorridas dentro do detector sofrem a ação deste campo e deslocam-se conforme a polaridade, originando uma corrente elétrica, que pode ser medida [7, 27, 29].

3.5.2 Detector proporcional

Detectores proporcionais possuem funcionamento similar às câmaras de ionização, diferenciando-se de um maior potencial elétrico aplicado em seus eletrodos que proporciona uma aceleração dos íons produzidos na interação da radiação ionizante [29]. A aceleração dos íons produz novas ionizações por colisão com moléculas do próprio gás. Devido a presença do potencial elétrico maior, os detectores proporcionais apresentam a vantagem de um fator multiplicador dos íons produzidos no meio gasoso e uma maior amplitude do sinal produzido [7, 27, 29, 30].

3.5.3 Detector Geiger-Müller

O detector Geiger-Müller difere das câmaras de ionização e dos detectores proporcionais na utilização de um potencial elétrico aplicados nos eletrodos maior que os anteriores [27]. O potencial aplicado é elevado, fazendo com que o processo de multiplicação dos íons por colisões possa chegar a valores da ordem de 10^8 a 10^9 . Com isso, o sinal de saída também é grande, proporcionando a simplificação da eletrônica associada. Apesar desta vantagem, o sinal deste tipo de detector perde as propriedades da identificação da radiação incidente [7].

3.5.4 Detectores cintiladores

O nome deste detector é originado em função da interação da radiação com alguns materiais orgânicos ou inorgânicos darem origem a uma cintilação [31]; essas cintilações podem ser detectadas por componentes fotossensíveis como fotomultiplicadoras ou fotodiodos [27, 29]. O número de cintilações ou fótons de luz é proporcional à energia da radiação incidente [29].

Alguns cristais inorgânicos cintiladores possuem número atômico elevado, por exemplo o CsI(Tl) e NaI(Tl), que tornam a probabilidade da interação com a radiação gama muito maior que com detectores gasosos [29, 32, 33].

Além disso, o volume elevado dos detectores cintiladores também propicia alta eficiência de detecção, e suas propriedades permitem ainda distinguir a energia da radiação incidente e detectam altas taxas de contagens [7, 29, 32].

3.5.5 Cintilador de CsI(Tl)

Os cintiladores inorgânicos e, em particular, o CsI(Tl) são partes essenciais de muitas configurações de detectores em física nuclear. O alto valor do número atômico e a alta densidade dos cristais inorgânicos favorecem sua escolha para espectroscopia de raios gama, enquanto os orgânicos são frequentemente preferidos para espectroscopia beta e detecção rápida de nêutrons [7]. Cristais inorgânicos de alta qualidade e homogeneidade estão disponíveis e são acoplados com tubos fotomultiplicadores ou fotodiodos de silício [34].

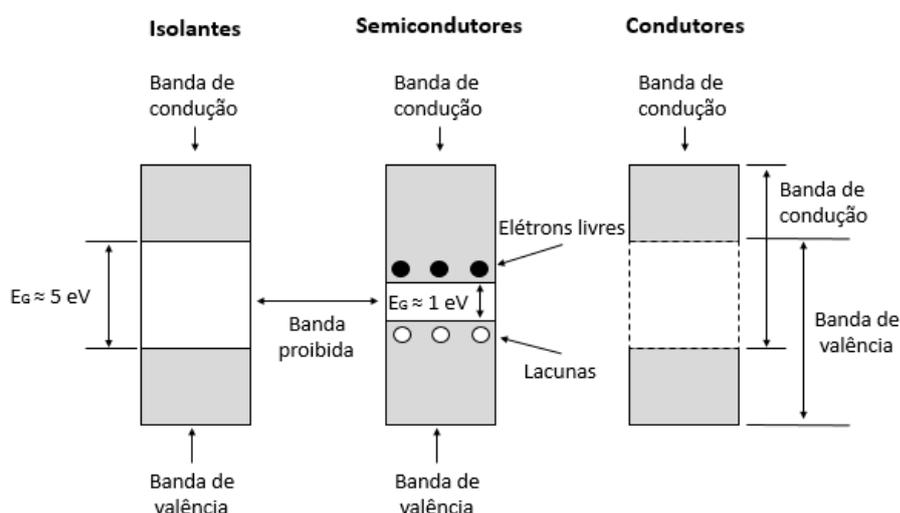
O cintilador de CsI(Tl) tem a vantagem do alto coeficiente de absorção de raios gama por unidade de tamanho, tornando-o um detector útil para instrumentação. A correspondência adequada entre o comprimento de onda de sua cintilação e a sensibilidade dos fotodiodos torna-os adequados para uso como conjuntos detectores de radiação [35].

3.5.6 Detectores semicondutores

Detectores semicondutores apresentam elevado número atômico e densidade, que proporcionam alta probabilidade de interação quando comparados com detectores gasosos e cintiladores.

Para ser compreendido o funcionamento dos detectores de radiação utilizando os materiais semicondutores, utiliza-se do modelo de bandas de energia para materiais isolantes, semicondutores e condutores, Figura 7. A banda de valência representa os níveis energéticos dos elétrons constituintes das ligações covalentes do material, ou seja, os elétrons com menor estado energético. A energia de banda proibida, E_G , do material é uma faixa de energia onde não são encontrados elétrons, por sua vez, a banda de condução são as energias possíveis para que um elétron livre possa “circular” pelo material [36].

Figura 7 - Modelo de bandas de energia para isolantes, semicondutores e condutores.



Fonte: Modificado de BOYLESTAD, R.; NASHELESKY, L. 1999.

No modelo de bandas de energia, os isolantes apresentam todos os elétrons ligados constituindo as ligações covalentes na banda de valência e não há elétrons na banda de condução, não permitindo, portanto, que este material apresente qualquer condutividade. A energia da banda proibida é elevada e seria necessário algo como uma descarga elétrica ou temperaturas que fundissem o material de forma a fornecer energia suficiente para que as ligações covalentes fossem rompidas e levassem os elétrons para a banda de condução [7].

No modelo para os condutores não existe a banda proibida e os elétrons estão livres para circular pelo metal.

Nos semicondutores por sua vez, existe uma banda proibida intermediária. Os valores de banda proibida encontrados nos semicondutores fazem com que termicamente algumas ligações covalentes possam ser quebradas e os elétrons

participantes destas ligações passem para a banda de condução. Esta é a razão pela qual em temperatura ambiente estes materiais tenham um comportamento intermediário [7].

Uma analogia pode ser feita com a condutividade destes materiais. Enquanto os metais que são condutores elétricos possuem uma condutividade da ordem de $10^6 \text{ ohm}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$, os semicondutores apresentam condutividades da ordem de 10^{-9} a $10^2 \text{ ohm}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$. Esta grande diferença é devida ao número de portadores de cargas livres. O termo portadores aparece em especial com os materiais semicondutores, pois quando quebrada uma ligação covalente, por exemplo com aquecimento, um elétron vai para a banda de condução e uma lacuna (vacância ou buraco) fica em seu lugar [7].

Quando se aplica uma diferença de potencial sobre um material dopado, os elétrons, na banda de condução, tenderão a caminhar para o polo positivo e o estado energético devido a lacuna fará trocas sucessivas (elétron-lacuna) com os átomos da rede cristalina em direção ao polo negativo [37]. Observa-se aqui que efetivamente há o movimento de uma carga positiva, que na verdade é apenas um estado energético. Do ponto de vista do sinal elétrico os dois carregam a mesma informação, apenas com sinais opostos. Do ponto de vista do material semicondutor é desejável que ele seja cristalino, livre de imperfeições e impurezas, de forma que tanto elétrons como lacunas possam caminhar dentro da rede sem encontrar pontos onde sejam armadilhados e desta forma deixarem de contribuir para a formação do sinal elétrico correspondente a interação ocorrida [7].

Há diversas formas de se provocar o aparecimento de pares elétron-lacuna em um cristal semicondutor. Um deles é fornecer energia térmica (calor). Outra maneira, consiste em fazer com que luz, infravermelha ou uma radiação de maior energia incida sobre o material semicondutor [7].

Os semicondutores amplamente utilizados na indústria são os de silício e germânio. Esses semicondutores são obtidos com altíssima pureza e isto reflete em um número reduzido de centros armadilhadores que permitem maior mobilidade dos elétrons ou lacunas dentro destes semicondutores [7].

O valor da banda proibida desses materiais propicia um ruído eletrônico aceitável à temperatura ambiente para a maioria das aplicações. Esta situação já fica mais comprometida quando se utiliza o germânio como detector, que foi substituído pelo silício na indústria eletrônica por apresentar forte dependência das

características dos componentes fabricados com este material com a variação de temperatura. O germânio, devido a sua estreita banda proibida, apresenta grande número de portadores de cargas livres com a elevação da temperatura [7].

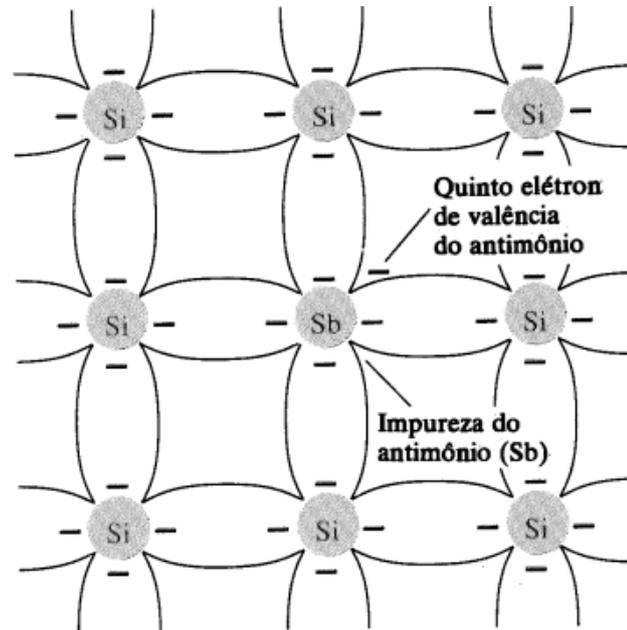
3.5.7 Semicondutores intrínsecos, extrínsecos e junção

Em um semicondutor puro, na ausência de uma radiação ionizante, todos os elétrons na banda de condução e todas as lacunas na banda de valência são produzidas por excitação térmica. Nestas condições, cada elétron deixou uma lacuna ao ser excitado. O número de elétrons na banda de condução deve ser o mesmo que o número de lacunas na banda de valência. Este material é chamado semicondutor intrínseco [7].

A partir deste ponto, considera-se que n representa a concentração, número por unidade de volume, de elétrons na banda de condução; e p representa a concentração de lacunas na banda de valência. Em um material intrínseco, com excitação térmica, com o equilíbrio estabelecido, tem-se a condição $n_i = p_i$ [7].

Supondo como um material cristalino o silício que possui quatro elétrons na camada de valência, que recebe uma impureza pentavalente (5 elétrons na última camada), que pode ser o antimônio, o arsênio e ou o fósforo em pequena concentração. Estes átomos irão substituir sítios dentro da rede cristalina, tomando o lugar de um átomo de silício. Nesta situação existe um elétron extra que permanece apenas fracamente ligado ao sítio original. Portanto apenas uma pequena energia é capaz de removê-lo e colocá-lo na banda de condução. Este cristal não é mais puro e passa a ser chamado de extrínseco e nesta particular situação que recebeu elétrons em excesso passa a ser chamado de semicondutor extrínseco tipo N. A Figura 8 mostra um modelo de uma rede cristalina de silício tipo N [36].

Figura 8 - Modelo de uma rede cristalina onde a impureza é o antimônio no silício tipo N.

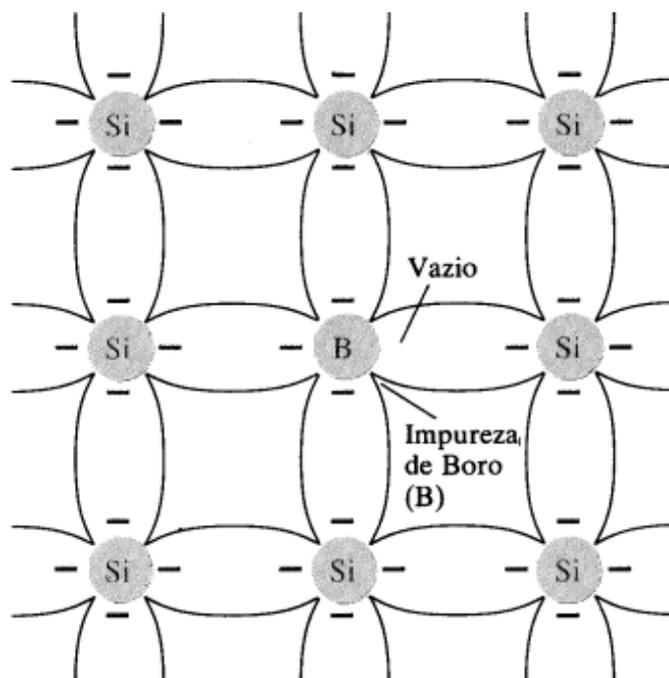


Fonte: BOYLESTAD, R.; NASHELESKY, L. 1999.

Impurezas deste tipo são chamadas doadoras, porque contribuem prontamente com elétrons para a banda de condução. Estes elétrons fracamente ligados terão energia muito próxima ao topo da banda da região proibida.

Considerando um segundo cristal de silício que tem uma impureza trivalente (três elétrons na última camada) como o boro, o gálio e ou o índio que está presente em pequena concentração dentro do cristal. Ela irá ocupar um sítio substitucional e terá um elétron a menos que os átomos de silício ao redor e, portanto, uma ligação covalente não estará preenchida. Esta vacância representa uma lacuna similar a deixada atrás por um elétron quando excitado para a banda de condução. A Figura 9 apresenta um modelo para o silício dopado com índio, que possui três elétrons na última camada, que passa a ser chamado tipo P [36].

Figura 9 - Modelo de uma rede cristalina de silício tipo P devido a dopagem com boro.



Fonte: BOYLESTAD, R.; NASHELESKY, L. 1999.

As impurezas aceitadoras também criam sítios para elétrons na banda proibida. Neste caso, o nível aceitador está próximo a parte inferior da banda proibida, porque suas propriedades estão bem próximas aos sítios ocupados pelos elétrons de valência [7].

Nestas condições, uma medida do nível de impureza de um material semiconductor é sua condutividade elétrica, ou o inverso, a resistividade. O valor teórico da resistividade do silício intrínseco é cerca de 200.000 $\Omega \cdot \text{cm}$; atualmente com a mais avançada técnica de purificação estes valores situam-se em torno de 50.000 $\Omega \cdot \text{cm}$ e para um típico silício tipo P de 11.000 a 16.000 $\Omega \cdot \text{cm}$, valores estes para temperatura ambiente [7].

Esta resistividade é muito baixa para permitir seu uso diretamente como detector de radiação, pois as correntes de fuga que apareceriam ao aplicarmos tensão para coletarmos as cargas seriam dezenas de vezes maiores quando comparadas a corrente produzida por uma radiação que incidisse no cristal. Para contornar esse problema a tecnologia utilizada é produzir uma junção neste cristal semiconductor. Quando há uma junção de silício tipo N com uma do tipo P, as lacunas difundem-se até a região N através da junção, e similarmente os elétrons

se dirigem até a região P. O silício tipo P recebe elétrons extras, ficando carregado negativamente, e vice-versa no tipo N [7].

Uma distribuição de carga diferente de zero é produzida na junção com um gradiente de campo elétrico que interrompe o processo de difusão; devido ao campo elétrico há uma diferença de potencial neste ponto. A região de campo elétrico diferente de zero é chamada de região de depleção; se uma carga livre é gerada nesta zona, ela é jogada até a região N ou P dependendo do sinal [37]. Esta característica é útil na detecção da radiação; radiações ionizantes interagem com o silício e geram pares elétron-lacuna que, se produzidos na região de depleção, são arrastados até as extremidades do semiconductor. Se dois eletrodos são conectados ao dispositivo, uma corrente é detectável, sendo proporcional à energia da radiação ionizante.

Uma característica interessante da junção é que com polarização reversa a corrente sobre a junção tende a ser a corrente de fuga e no sentido direto a região de depleção desaparece e esse semiconductor passa a ser um condutor [37]. Esse comportamento faz com que o semiconductor construído desta maneira seja conhecido como diodo, por ter característica condutiva apenas em um sentido.

No caso de um detector feito de silício, a densidade de portadores de carga na região de depleção é da ordem de 100 elétrons ou lacunas por cm^3 , agora muito baixo quando comparada a densidade de 10^{10} em um material de alta resistividade. Devido então a baixa concentração de portadores de carga, a corrente de fuga é muito baixa e cargas eventualmente produzidas por uma radiação ionizante podem agora ser discriminadas [7].

O campo elétrico gerado espontaneamente em uma junção do tipo PN produz uma região de depleção muito pequena e a capacitância desta junção será muito alta. Se aplicarmos tensão elétrica negativa no lado P da junção e positiva do lado N, a junção estará reversamente polarizada. Nesta condição, os portadores minoritários de carga, lacunas do lado N, e elétrons do lado P, serão atraídos através da junção. Isto dará origem a corrente reversa do semiconductor, mas como suas concentrações são muito baixas, a corrente através da junção será muito baixa [37]. Nestas condições haverá um aumento da espessura da região de depleção e, portanto, um aumento do volume sensível do detector e uma redução da capacitância da junção [38].

Por isso, uma das aplicações que merece destaque utilizando polarização reversa, é o funcionamento da junção como fotodetector ou fotodiodo já que uma pequena tensão elétrica aplicada à junção é suficiente para promover a movimentação e consequente detecção dos pares elétron-lacuna gerados por fótons da radiação incidente, que neste caso podem ser fótons de luz.

3.5.8 Junção do semicondutor do tipo PIN

A pequena largura da camada de depleção das junções PN faz com que a sua camada de depleção não seja suficientemente larga para absorver altas energias e a capacitância apresentada por ela seja relativamente grande.

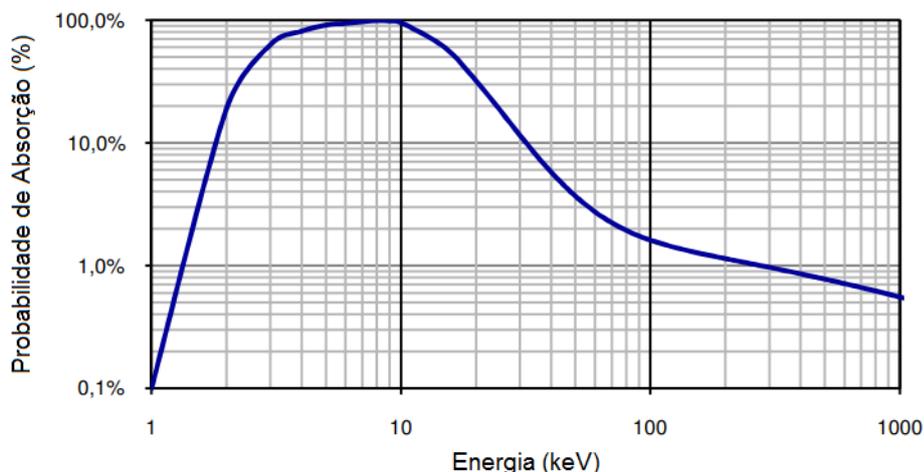
Um detector fabricado com silício tipo PIN (P-intrínseco-N) é uma alternativa para melhorar esses fatores. Sua geometria envolve uma nova camada entre as camadas PN para aumentar sua eficiência de detecção da radiação.

É desejável que a camada seja intrínseca ou levemente dopada, ou seja, possua baixo índice de contaminantes, portanto, com alta resistividade e quase sem portadores livres de carga, fator que ajuda a reduzir a corrente de fuga e devido ao aumento da espessura obter uma menor capacitância da junção [38].

Assim, comercialmente os detectores semicondutores de silício são fabricados com a junção tipo PIN e funcionam como fotodiodos detectores de radiações desde o infravermelho até radiação gama de algumas dezenas de keV.

A Figura 10 ilustra a faixa de eficiência de detecção típica de um fotodiodo de silício PIN [39]. Essa eficiência correspondente à probabilidade de um raio X ou uma radiação gama interagir com o detector e depositar sua energia por meio do efeito fotoelétrico de [7].

Figura 10 - Faixa de eficiência de detecção típica de um fotodiodo de silício PIN.



Fonte: Modificado de FIRST SENSOR, 2018.

Para esse tipo de detector os circuitos eletrônicos coletam elétrons ou lacunas e convertem em sinal elétrico de amplitude proporcional à energia da interação [28, 29, 40, 41, 42]. Desta forma, a carga coletada produz um pulso de corrente que representa a carga gerada pela radiação incidente, que é proporcional a energia depositada no detector por esta radiação. Este pulso é aplicado na entrada de um pré-amplificador sensível à carga que converte este em um pulso de tensão que por sua vez é enviado a um amplificador [43].

3.5.9 Detector semiconductor de silício tipo PIN com cintilador de CsI(Tl)

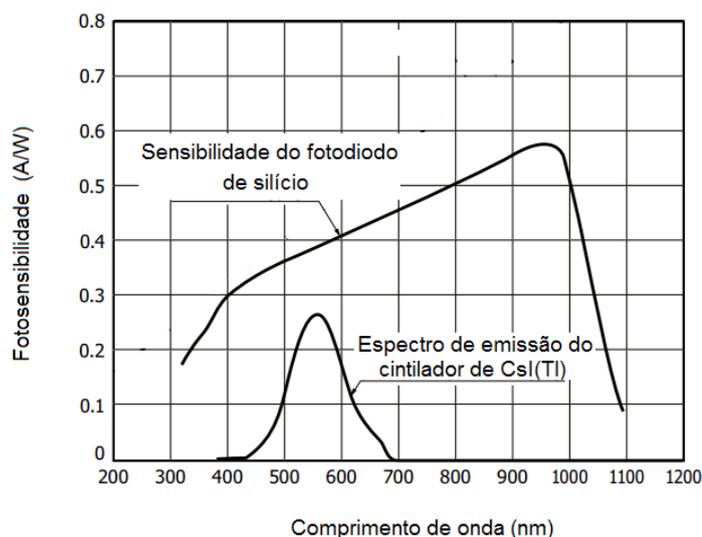
A detecção com semicondutores de silício oferece uma baixa eficiência de detecção em altas energias. Para contornar esse problema, uma possibilidade é utilizar um cristal cintilador acoplado ao fotodiodo de silício [44, 45].

A utilização do cristal de CsI(Tl) com fotodiodo de silício no processo de conversão de fótons em sinais elétricos apresenta alta eficiência devido a boa sobreposição do espectro de emissão do cristal com o de eficiência quântica dos fotodiodos de silício [44, 45].

O cristal de CsI(Tl) é considerado um dos cintiladores mais adequados para ser acoplado aos fotodiodos tipo PIN devido ao pico de luminescência que está em 540 nm estar dentro do espectro de sensibilidade do fotodiodo. Apresenta ainda uma das maiores eficiências de conversão para cintiladores situando-se na faixa

de 54 ftons/keV [46]. A Figura 11 mostra o espectro de sensibilidade de um fotodiodo de silício sobreposto ao espectro de emissão do cintilador de CsI(Tl) [47].

Figura 11 - Espectro de sensibilidade do fotodiodo de silício sobreposto ao espectro de emissão do cintilador de CsI(Tl).



Fonte: Modificado de HAMAMATSU, 2020.

A combinação do fotodiodo com o cristal de CsI(Tl) reúne as qualidades de alta sensibilidade de detecção, eficiência e boa resolução energética nas medidas de radiação X e gama de alta energias [44, 48, 49]. Outra vantagem do uso de fotodiodos de silício PIN acoplados a CsI(Tl) é a possibilidade de construir um conjunto detector compacto, de pequenas dimensões, boa resistência mecânica e cobrindo grande faixa de energia detectável [38].

3.6 Eletrônica associada

3.6.1 Pré-amplificador

Para produzir um sinal de tensão a partir das cargas produzidas no detector é necessário um pré-amplificador. O pré-amplificador é o primeiro dispositivo eletrônico dessa cadeia de processamento de sinais. Apesar do seu nome, o pré-amplificador não atua como um amplificador linear propriamente dito; atua como uma interface entre o detector de radiação e o sistema eletrônico de processamento

de pulso, suprimindo a necessidade de acoplamento de impedâncias entre os sistemas de detecção e de processamento de sinal [50, 51].

Uma vez que os detectores produzem uma quantidade de carga proporcional à energia da radiação incidente, o pré-amplificador também é responsável por transformar essa quantidade de carga em um pulso de tensão, cuja altura é proporcional à quantidade de carga da interação.

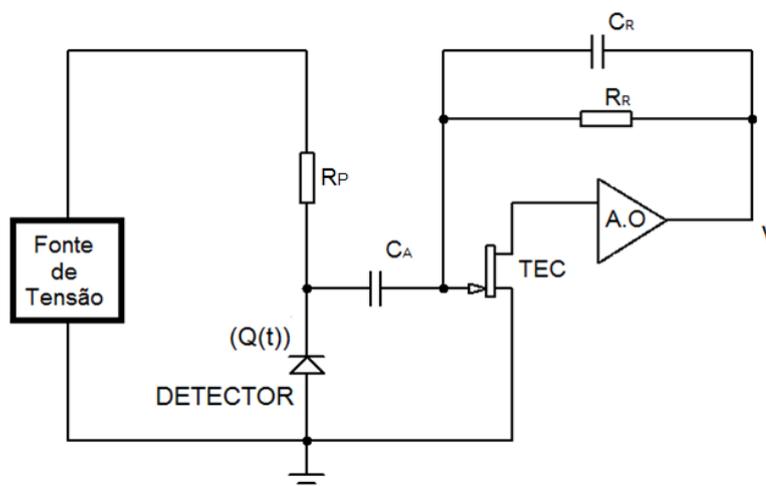
Nestas condições o pré-amplificador utilizado é o sensível à carga produzido com amplificadores operacionais A.O. [52, 53]. Esta configuração possui uma característica de alta estabilidade e baixo ruído, onde a tensão de saída V é a função apenas da razão da carga de entrada $Q(t)$ pela capacitância de realimentação C_R [29, 54], como essa capacitância é fixa, a amplitude do pulso do sinal é diretamente proporcional à carga gerada dentro do detector e é dada pela Equação 3 [7]:

$$V = \frac{Q(t)}{C_R}$$

Equação (3)

A configuração sensível à carga é obtida pela colocação do capacitor de integração C_R em paralelo a um resistor R_R , formando uma rede de realimentação negativa da saída, para a entrada do pré-amplificador. Com isso, ocorre a formação de um terra virtual na entrada do pré-amplificador, isto é, o potencial na entrada do pré-amplificador será praticamente o da terra (nulo), que tende a tornar desprezível a influência da capacitância do detector, na amplitude e na forma do pulso de saída do pré-amplificador. O resistor de realimentação R_R , utilizado em paralelo ao capacitor de realimentação, possui dois propósitos: o primeiro é providenciar uma realimentação DC para a estabilização do pré-amplificador, e o segundo é o de agir como caminho para descarga do capacitor C_R evitando a sua saturação [52]. A Figura 12 mostra o circuito simplificado do conjunto pré-amplificador.

Figura 12 - Pré-amplificador sensível a carga em um circuito simplificado.



Fonte: Modificado de BERTUCCIO, G.; FASOLI, L.; SAMPIETRO, M., 1996.

O acoplamento entre o detector e o pré-amplificador é desacoplado pelo capacitor C_A , em uma configuração comumente utilizada com detectores semicondutores, que utilizam um resistor de polarização para o detector, que apesar de ficar menos sensível termicamente diminui a relação sinal-ruído [52].

O acoplamento com capacitor, também chamado acoplamento AC, é comumente utilizado em espectrometria de partículas carregadas com detectores à temperatura ambiente. Este método utiliza um resistor de polarização R_P para o detector e um capacitor de acoplamento C_A , que também contribui para a redução da relação sinal-ruído, pois o resistor de polarização funciona como uma fonte de ruído térmico e o capacitor de acoplamento incrementa a capacitância de entrada, degradando a resolução da energia [52].

Outro método comumente usado para conectar o detector à entrada do pré-amplificador é o acoplamento DC, que não possui o resistor de polarização e nem o capacitor de acoplamento. Esse método é utilizado em aplicações de alta resolução com detectores à baixa temperatura. Por não haver nenhum elemento de acoplamento, este método minimiza a capacitância de entrada melhorando a relação sinal-ruído do sistema. Uma desvantagem do acoplamento DC, é que a corrente de fuga do detector ao passar pelo resistor de realimentação R_R do pré-amplificador, provoca o surgimento de uma tensão de deslocamento na saída do pré-amplificador. Este problema é normalmente desprezado em aplicações com

detector resfriado [52], e como neste trabalho o detector operará à temperatura ambiente não será utilizada esta configuração.

O conjunto detector e pré-amplificador é o principal responsável pela relação sinal-ruído do sistema. Para aplicações com detectores semicondutores, é necessária uma boa relação sinal-ruído do pré-amplificador associado ao circuito [42, 50, 55], uma vez que a contribuição do ruído eletrônico afeta significativamente a medição da radiação incidente e compromete a medida de baixos valores de energia.

O ruído pode ser reduzido no estágio de entrada do pré-amplificador sensível à carga, escolhendo o transistor de efeito de campo (TEC) na entrada do pré-amplificador de baixo ruído e otimizando os valores da capacitância de entrada e a resistência de realimentação R_R [50, 55, 56, 57]. O TEC é o dispositivo eletrônico utilizado como elemento de amplificação no estágio de entrada dos pré-amplificadores sensíveis à carga devido ao fato de possuir alta impedância de entrada, baixa corrente de polarização, uma grande largura de banda, produz baixo ruído e apresenta maior estabilidade que um transistor bipolar.

Superpõem-se a essas fontes de ruído, o ruído devido à corrente de fuga, à resistência de polarização, à capacidade do detector e à fonte de tensão para alimentação do pré-amplificador. Apesar de existirem muitos estudos teóricos sobre métodos de cálculos de ruídos eletrônicos, a sua medida direta representa a melhor alternativa visto que, teoricamente, admite-se conhecida a forma do sinal proveniente do detector [58].

O ruído devido a corrente de fuga no detector aparece quando se aplica uma tensão reversa no detector semicondutor de maneira a polarizar a junção e uma pequena corrente da ordem de uma fração de microampère passa a ser observada. As origens desta corrente de fuga estão relacionadas ao volume e à superfície do detector. As correntes de fuga que surgem internamente no volume do detector podem ser causadas tanto por um campo elétrico quanto por questões térmicas [7].

A direção do campo elétrico através da região de depleção é tal que quaisquer portadores majoritários que se difundem das regiões P e N do detector para as bordas da região de depleção serão repelidos da junção. No entanto, os portadores minoritários em ambos os casos são atraídos e, portanto, serão conduzidos através da junção. Como os portadores minoritários são gerados continuamente em ambos os lados da junção e são livres para se difundir, resultará

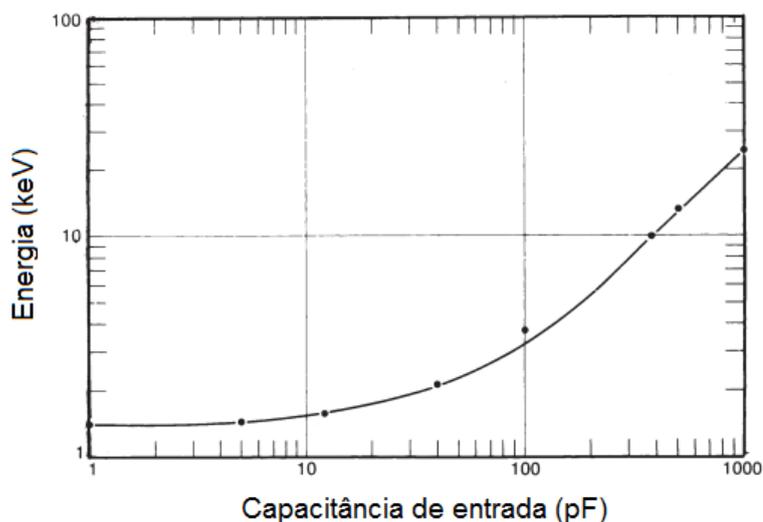
uma corrente de estado estacionário que será aproximadamente proporcional à área da junção. Na maioria dos casos, a corrente do portador minoritário é pequena e raramente é uma importante fonte de fuga [7].

Uma segunda fonte de corrente indesejável é a geração térmica de pares elétron-lacuna dentro da região de depleção. Essa taxa obviamente aumentará com o volume da região de depleção e pode ser reduzida pelo resfriamento do material. Os diodos de silício de dimensões usuais têm uma corrente gerada termicamente suficientemente baixa para permitir seu uso à temperatura ambiente.

Outro contribuinte significativo para o ruído do pré-amplificador é o ruído associado ao resistor de realimentação R_R [7]. O ruído é reduzido aumentando o valor da resistência, mas a constante de tempo mais longa leva a caudas longas nos pulsos de saída. Este resistor é utilizado com altos valores, da ordem de 10^7 a 10^9 ohms, para minimizar a contribuição do ruído térmico [52].

A configuração do pré-amplificador sensível à carga, apesar de suas vantagens, também produz um ruído proporcional a capacitância de entrada. A somatória das capacitâncias parasitas de acoplamento do detector ao pré-amplificador, mais a própria capacitância do detector pode tornar o nível de ruído eletrônico elevado em relação aos sinais detectados. Estes valores elevados podem inviabilizar a detecção de raios gama que produzem sinais elétricos com amplitudes na faixa de tensão do ruído eletrônico ou então deteriorar a resolução energética. Por esta razão, a utilização de um detector conectado com um par de fios longos até um pré-amplificador não pode ser implementada devido ao excesso de capacitância adicionada ao circuito pelo cabo. Na prática, a conexão entre o detector e o pré-amplificador, não deve exceder alguns milímetros [29]. Soma-se a isto, a escolha adequada do detector ou detectores que serão ligados no pré-amplificador levando em consideração a capacitância total que será aplicada na entrada deste. Exemplificando, a Figura 13 mostra o gráfico do ruído gerado em keV apenas pela capacitância de entrada em um típico pré-amplificador sensível à carga [59].

Figura 13 - Relação ruído pela capacitância de entrada de um típico pré-amplificador.

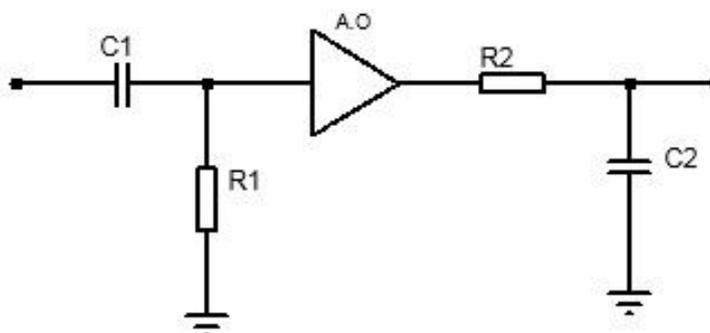


Fonte: Modificado de ORTEC.

3.6.2 Amplificador

Os circuitos amplificadores conectados aos pré-amplificadores além de proporcionarem à amplificação do sinal de tensão a valores adequados para serem contados ou identificados energeticamente, conformam o pulso de tensão na forma gaussiana que melhora a relação sinal-ruído [60, 61]. A forma de onda que apresenta melhor relação sinal-ruído é a triangular, porém é difícil de se obter [7]. Estes amplificadores são compostos por circuitos diferenciadores e integradores, que reduzem o espectro de frequências do sinal de tensão produzido na saída do pré-amplificador. A adequada redução do espectro de frequências presentes no sinal, aumenta a relação sinal-ruído e com isso obtêm-se uma maior resolução energética para todo o conjunto. A Figura 14 mostra um esquema simplificado de um amplificador utilizado em instrumentação nuclear. Os componentes C1 e R1 constituem o diferenciador e R2 e C2 o integrador. A.O. é um amplificador operacional [29].

Figura 14 - Esquema simplificado de um amplificador utilizado em instrumentação nuclear.



Fonte: Modificado KNOLL, G. F., 1999.

O capacitor C1 e o resistor R1 constituem o diferenciador que forma o filtro para altas frequências (passa alta). Este filtro é indicado para reduzir as baixas frequências presentes no sinal dos detectores semicondutores, que são responsáveis por deformações no sinal devido a cargas coletadas atrasadas por armadilhamento ou pela espessura do cristal. Para os detectores utilizando cristais cintiladores, o filtro passa alta é importante para minimizar as componentes de decaimento longo que produzem cintilações após o conjunto principal de cintilações, deformando um pulso subsequente [29].

O resistor R2 e o capacitor C2 formam o integrador, que é um filtro para baixas frequências (passa baixa). Para ambos os tipos de detectores, semicondutores ou cintiladores, este filtro minimiza os ruídos de origem eletrônica, como o efeito da capacitância na entrada do pré-amplificador e ruído interno dos componentes. Este tipo de ruído tem um amplo espectro que se estende até altas frequências e a sua remoção parcial melhora a resolução energética do conjunto detector [29].

A somatória dos efeitos do filtro passa alta e passa baixa, resultam em um amplificador de faixa estreita de frequências, que nas condições ideais concentra a maior parte da informação do sinal da radiação detectada [29] e proporciona um formato gaussiano no pulso de tensão.

3.6.3 Fonte de alimentação simétrica para os amplificadores operacionais e fonte de polarização reversa do fotodiodo

Em circuitos eletrônicos, muitas vezes é necessário alterar a amplitude da tensão de entrada proveniente de uma fonte para uma tensão maior ou menor e com estabilidade, indiferente as variações de tensão da fonte principal, como por exemplo a descarga ao longo do tempo de uma bateria. Uma solução encontrada são os reguladores de tensão, que podem ser do tipo linear ou do tipo chaveado. Ambos os tipos possuem vantagens e desvantagens; um aspecto importante para seu dimensionamento é a eficiência do sistema e os ruídos que eles podem gerar [62].

Muitos destes circuitos em seu funcionamento produzem formas de onda com bordas de alta frequência que se repetem em períodos de pulso previsíveis [63]. Controlar a geração de ruído devido à alta frequência não se trata de uma tarefa fácil. O ruído é criado sempre que há transições rápidas nas formas de onda de tensão ou de corrente, como exemplo os circuitos reguladores de tensão chaveados, que utilizam deste método para manter a tensão de saída regulada.

Um regulador chaveado bem projetado pode atingir 90% de eficiência ou mais, dependendo dos níveis de carga e tensão. Esse percentual é um valor considerável uma vez que quanto maior a eficiência menor será o consumo de circuito, porem o chaveamento em alta frequência geram ruídos maiores quando comparados com os reguladores lineares [62].

Nos reguladores de tensão linear, os componentes de carga e regulação formam um circuito série que proporcionam uma queda de tensão no componente regulador. Neste tipo de configuração a eficiência está diretamente relacionada à potência dissipada em seu componente. Esse valor pode ser significativo porque a potência dissipada é dada pela Equação 4 [62]:

$$P_D = I \times (V_{IN} - V_{OUT}) \quad \text{Equação (4)}$$

onde:

P_D é a potência dissipada;

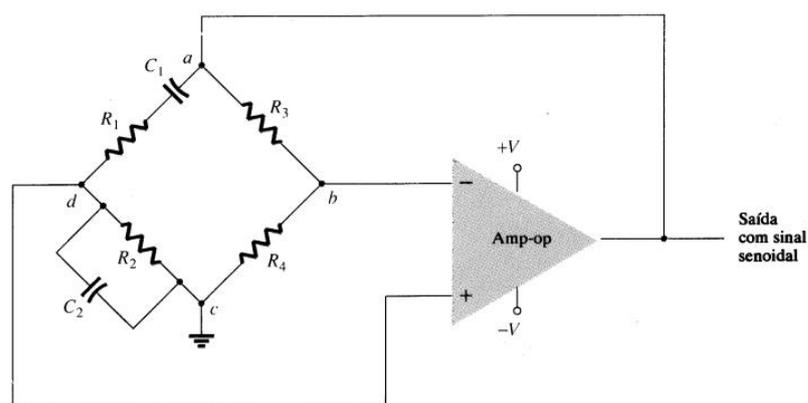
I é a corrente elétrica do regulador;

V_{IN} é a tensão de entrada;

V_{OUT} é a tensão de saída.

Para a fonte de polarização reversa do fotodiodo, é necessária uma elevação da tensão proveniente da alimentação das baterias do conjunto detector. Inicialmente a tensão contínua das baterias será transformada em uma tensão alternada por um circuito de deslocamento de fase; esse circuito consiste em uma configuração com resistores e capacitores em ponte e um amplificador operacional. A Figura 15 mostra o circuito em ponte de Wien usado neste trabalho [36].

Figura 15 - Circuito oscilador em ponte de Wien utilizando amplificadores operacionais



Fonte: BOYLESTAD, R.; NASHELESKY, L. 1999.

Os resistores R_1 , R_2 e os capacitores C_1 , C_2 formam os elementos de ajuste da frequência, enquanto os resistores R_3 , R_4 formam parte do caminho de realimentação [36].

Na saída do circuito de deslocamento de fase será ligado a um transformador para elevação da tensão em nível adequado e posteriormente obter-se uma tensão contínua por meio de retificação e filtragem para polarização do fotodiodo. A utilização de um circuito de deslocamento de fase se justifica uma vez que este circuito produz uma tensão senoidal em sua saída, o que torna a elevação de tensão menos sujeita a produção de transientes quando utilizados com transformadores.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O desenvolvimento do detector de radiação portátil iniciou-se com o estudo do circuito pré-amplificador e do conjunto detector para identificar a configuração que apresentasse melhor relação sinal-ruído de maneira que fosse utilizado simultaneamente fotodiodo de silício que é sensível a energias desde algumas unidades de keV até algumas dezenas de keV, incluindo os raios X e um segundo fotodiodo acoplado com cristal cintilador de CsI(Tl) para aumentar a eficiência de detecção para energias maiores que as do raios-X.

Na sequência foram estudados os circuitos de polarização de tensão reversa para os fotodiodos e das fontes de tensão para os amplificadores operacionais que são utilizados no conjunto detector de radiação. Estes circuitos apesar de serem convencionais não puderam ser utilizados indiscriminadamente devido ao elevado ruído que provocam no circuito pré-amplificador comprometendo a detecção em baixas energias.

Paralelamente foi desenvolvido o circuito do microcontrolador e a programação do dispositivo que tem por função receber os pulsos provenientes do amplificador, processar e converter em unidades de dose e enviar o resultado para um mostrador (display). O microcontrolador também foi responsável pelo sinal sonoro de alarme do nível da radiação ionizante e pela indicação do nível de bateria do detector.

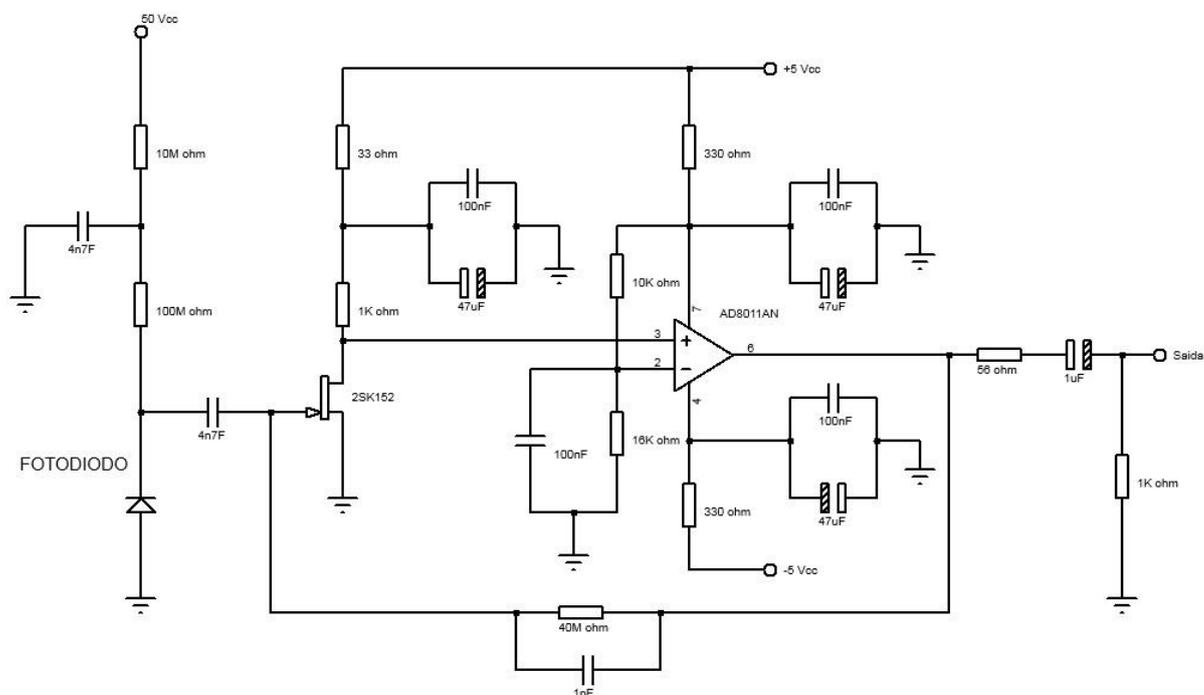
4.1 Pré-amplificador

Como os detectores semicondutores têm alta impedância de saída, a entrada do pré-amplificador que é sensível à carga também deve ter uma impedância compatível. Mesmo os amplificadores operacionais que apresentam alta impedância de entrada, podem ter essa impedância reduzida pelo circuito de realimentação; deste modo, justifica-se a utilização de um transistor de efeito de campo (TEC) antes do amplificador operacional [56].

Neste trabalho, foi utilizado o pré-amplificador com TEC, polarizado diretamente, por ser descrito na literatura como tendo uma boa relação sinal-ruído quando usada com detectores de fotodiodo de silício [55]. Fagionato também

utilizou essa configuração em seu pré-amplificador e foi o circuito utilizado como mostrado na Figura 16 [56].

Figura 16 - Esquema elétrico do pré-amplificador de utilizado neste trabalho.

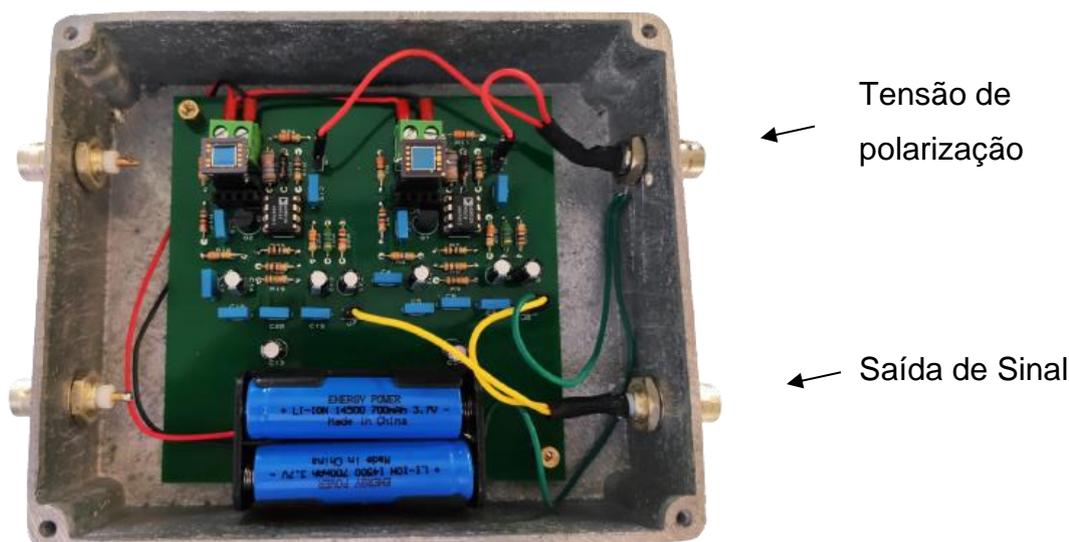


Fonte: Modificado de FAGIONATO, E. A; GENEZINI, F. A; ZAHN, G. S., 2013.

Os fotodiodos utilizados foram os S5106, com área ativa de 5 mm x 5 mm, da Hamamatsu [33]. Para o circuito de alimentação dos pré-amplificadores foram utilizadas duas baterias de Li-Ion de 3,7V e 700mAh do modelo 14500. Essa configuração foi adotada inicialmente para prover a alimentação simétrica do amplificador operacional AD1180 utilizado no circuito de Fagionato [56] e garantir que o ruído do sinal de saída fosse apenas da configuração utilizada e não proveniente da fonte de alimentação externa.

A Figura 17 mostra a placa especialmente construída com os dois pré-amplificadores idênticos e respectivos fotodiodos, que pode ser utilizada também com um pré-amplificador e dois fotodiodos em paralelo para estudo da configuração com menor ruído. Na figura também são observadas as baterias de Li-Ion.

Figura 17 - Placa especialmente construída com os dois pré-amplificadores e respectivos fotodiodos, que pode ser utilizada também com um pré-amplificador e dois fotodiodos em paralelo.



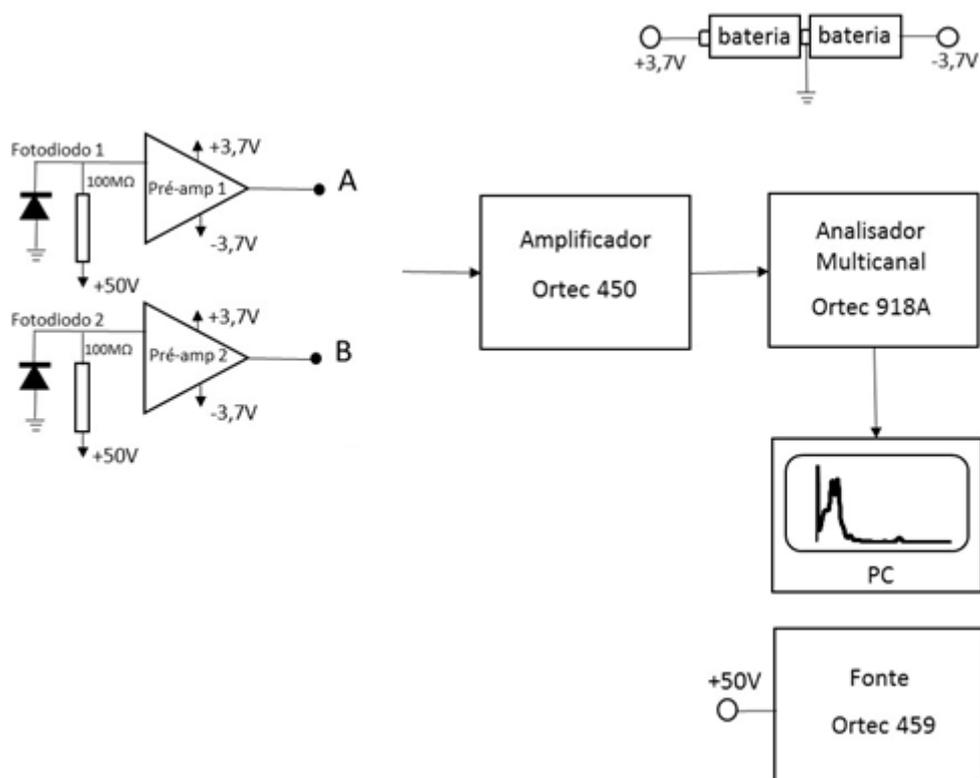
Fonte: Autor da dissertação.

4.2 Avaliação do ruído do conjunto detector através do espectro de energia

Inicialmente foram testados os dois pré-amplificadores de forma individual, saídas A e B, Figura 18, para avaliar se os comportamentos destes circuitos estavam semelhantes quanto ao nível de ruído. Este será observado através da comparação das medidas dos espectros de energia de uma fonte radioativa de ^{241}Am (amerício-241). Esta fonte emite um conjunto de linhas de raios-X característicos entre 13,9 e 27,3 keV e um raio gama de 59,6 keV, que as tornam interessantes para o estudo do limiar de detecção. A emissão alfa deste radioisótopo foi desconsiderada, pois a fonte utilizada estava revestida em plástico, que absorve essas partículas.

Para isso os sinais de saída dos pré-amplificadores foram enviados a um amplificador Ortec modelo 450 Research Amplifier com 1,5 μs de tempo de filtragem e na sequência para um analisador multicanal Ortec modelo 918A Multichannel Analyzer. A fonte de polarização reversa para os fotodiodos foi a Ortec 459 Bias Supply.

Figura 18 - Diagrama de blocos para comparação do ruído de cada um dos pré-amplificadores através do espectro de energia do ^{241}Am .



Fonte: Autor da dissertação.

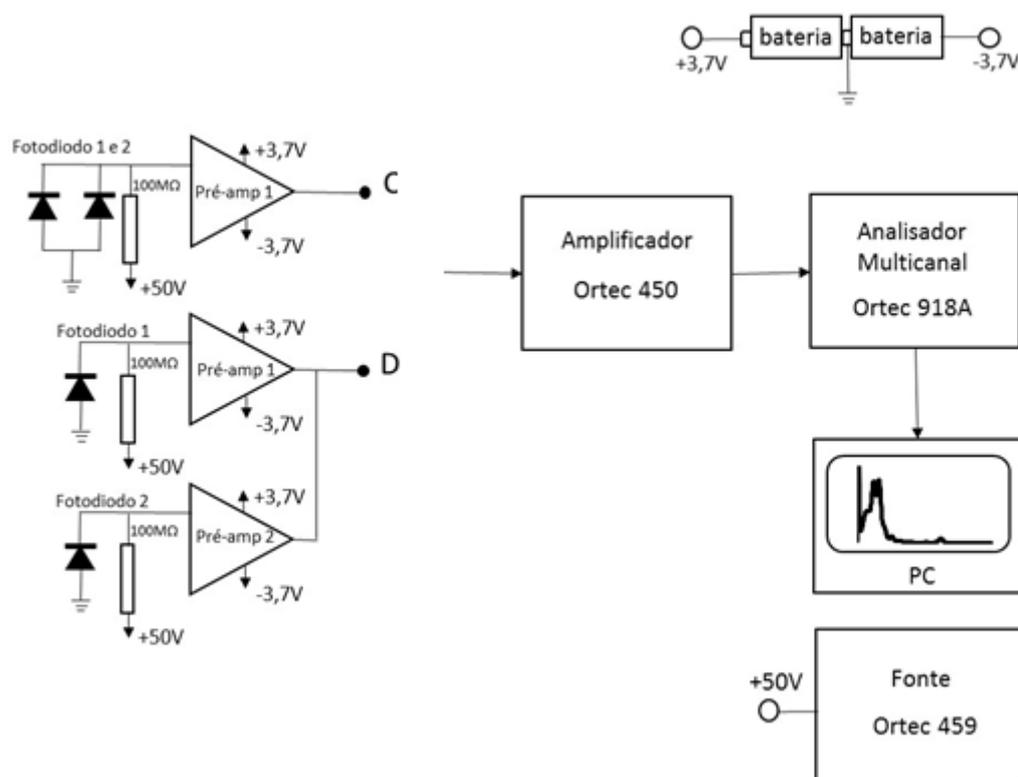
4.3 Escolha dos conjuntos detector – pré-amplificador

A proposta deste trabalho foi usar simultaneamente um fotodiodo detectando raios-X e radiação gama de baixa energia [5, 64] e outro fotodiodo acoplado a um cristal cintilador de CsI(Tl) [26] para aumentar a eficiência de detecção para radiações com energias maiores que as dos raios-X. Buscando a configuração que apresentasse o menor ruído, foram comparados os comportamentos do conjunto pré-amplificador utilizando dois fotodiodos em paralelo, que neste caso teriam as capacitâncias somadas, e com pré-amplificadores e fotodiodos independentes, mas com suas saídas ligadas em paralelo, que somariam os ruídos dos conjuntos.

No arranjo C, os fotodiodos estão ligados em paralelo para estudo do ruído, devido ao comportamento das capacitâncias em paralelo e no arranjo D, foi estudado o comportamento dos pré-amplificadores com seus respectivos fotodiodos, mas com suas saídas ligadas em paralelo conforme Figura 19.

Os fotodiodos não foram utilizados com o cintilador acoplado pois o estudo do sinal-ruído não considera a detecção em altas energias.

Figura 19 - Diagrama de blocos para obtenção dos espectros de energia para estudo da configuração com menor ruído.



Fonte: Autor da dissertação.

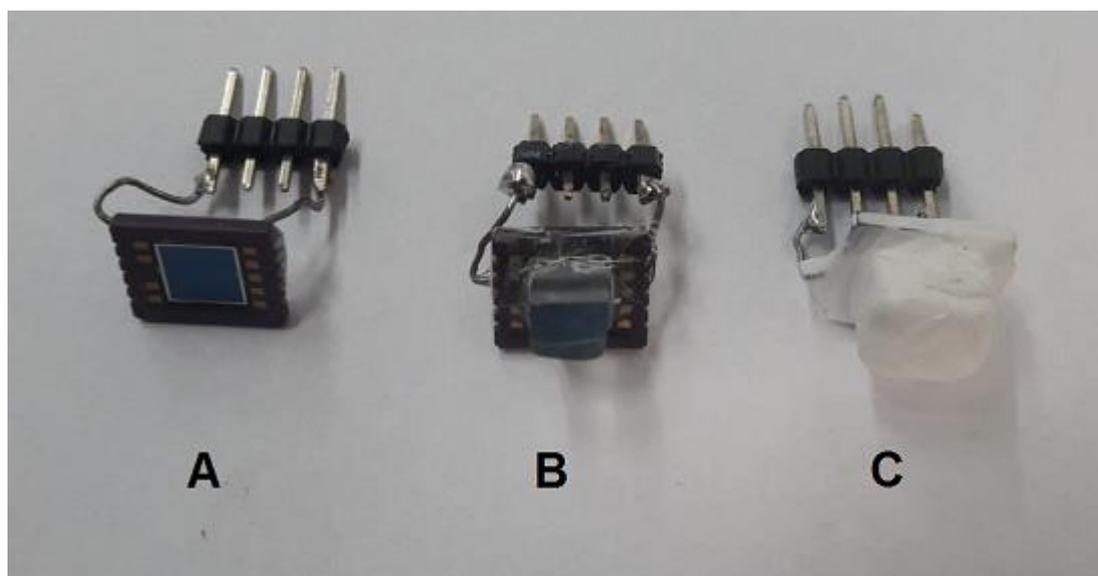
4.4 Construção do conjunto detector utilizando fotodiodo acoplado ao cristal cintilador de CsI(Tl)

Para construção do conjunto é necessário um acoplamento óptico entre o cintilador e o fotodiodo que devido aos diferentes índices de refração destes materiais e a existência de ar entre eles, faz com que na ausência desse acoplamento muitos fótons oriundos da cintilação não atinjam o fotodiodo. Paralelamente é necessário que haja uma boa adesão do conjunto para se obter reprodutibilidade a longo prazo. Nestas aplicações é comumente utilizado graxa de silicone que possui uma boa compatibilidade entre o fotodiodo e o cristal cintilador não proporcionando reações ou ataques químicos em ambos materiais. Porém na utilização de graxa de silicone é necessária uma troca periódica devido a migração

da graxa para fora das superfícies por efeito de capilaridade. Como uma alternativa para os problemas encontrados com a graxa de silicone, foram testados vários tipos de colas buscando um bom acoplamento óptico, adesão compatível e que não reagissem quimicamente com o cintilador.

Levando em conta ainda que boa parte da luz emitida pelo cristal cintilador não é direcionada para o fotodiodo, utilizou-se a fita Teflon® como material refletor envolvendo várias vezes o cristal, de modo a aumentar a incidência da luz sobre o fotodiodo e, portanto, a sua eficiência de detecção. A título de ilustração a Figura 20 mostra em A apenas o fotodiodo, em B o cristal cintilador colado sobre o fotodiodo e em C o cintilador revestido com fita Teflon®.

Figura 20 - Em A apenas o fotodiodo, em B o cristal cintilador colado sobre o fotodiodo e em C o cintilador revestido com fita Teflon®.



Fonte: Autor da dissertação.

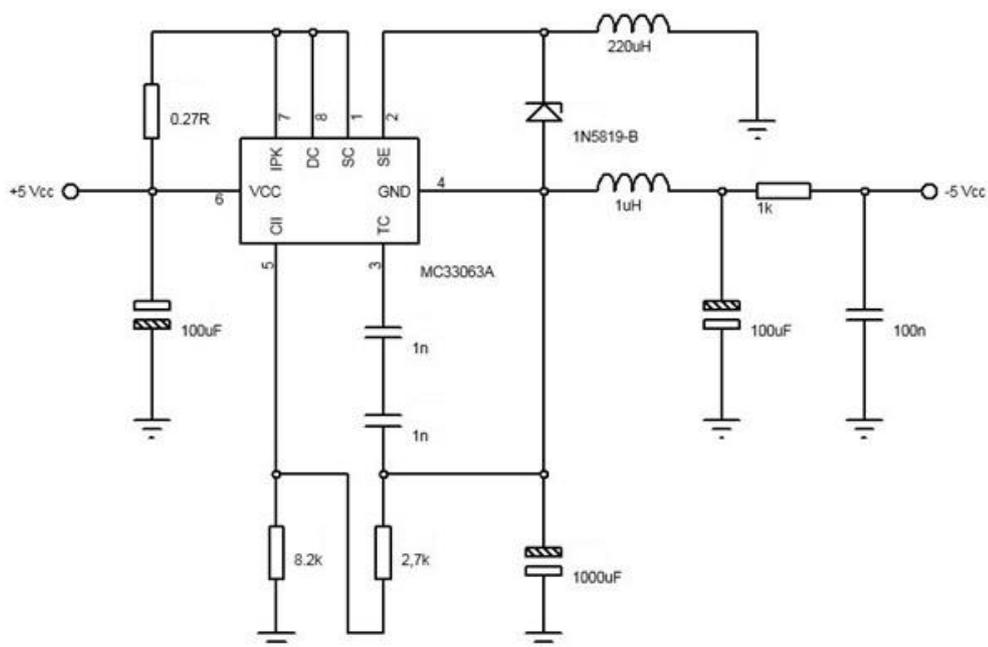
4.5 Fonte de alimentação simétrica

Na construção do detector utilizou-se amplificadores operacionais onde são necessárias fontes de tensão simétricas reguladas de +5 Vcc e -5 Vcc. Nos ensaios para avaliação dos pré-amplificadores foram utilizados dois conjuntos de baterias para fornecer estas tensões simétricas, mas isso não é prático nem econômico. Esse problema é conhecido e o mercado de componentes que já disponibiliza circuitos integrados que podem a partir de uma tensão positiva produzir uma tensão

negativa. Apesar destes circuitos serem circuitos convencionais e encontrados em muitos equipamentos eletrônicos (computadores, multímetros, sensores de temperatura entre outros), para os níveis de sinal-ruído admissíveis neste trabalho, o sinal-ruído que acompanha a saída de tensão destes componentes se constituíram em um problema.

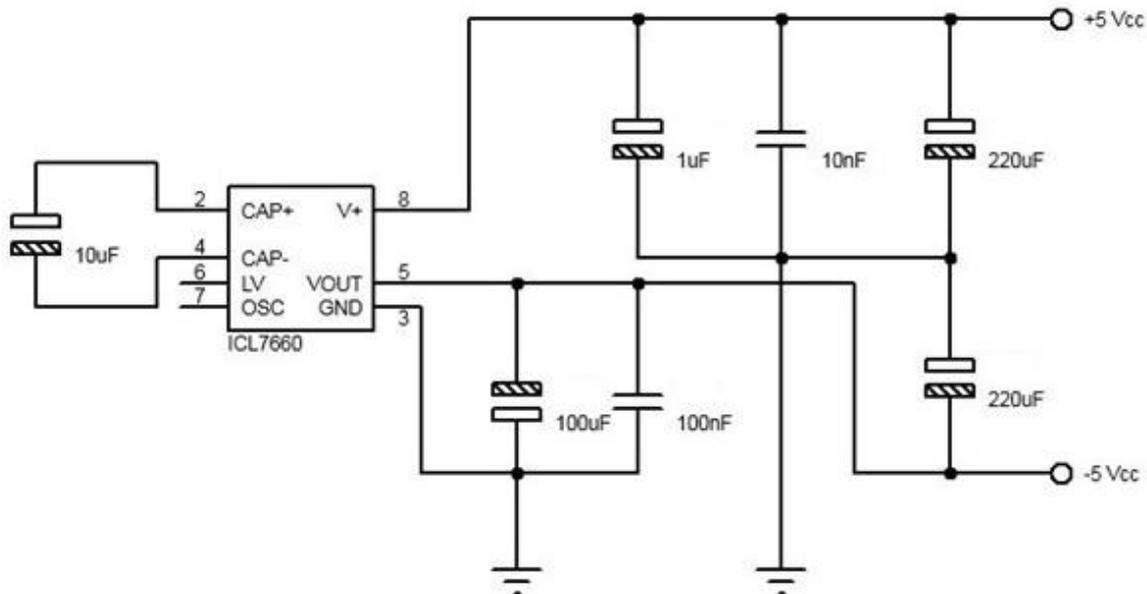
Como o sinal-ruído aparece principalmente na conversão de tensão positiva em negativa foram testados dois circuitos integrados inversores de tensão, o MC33063A [65] que armazena energia em um indutor e o ICL7660 [66] em capacitor. Como referência foi utilizado o regulador linear LM7905 [67] para tensão negativa que é um circuito padrão e que segundo o manual do fabricante, um capacitor em seu ponto de saída é suficiente para assegurar uma tensão regulada livre de ruídos. Deve ficar claro que o circuito regulador negativo com o LM7905 foi utilizado apenas para comparação e não foi a versão utilizada pois implicaria na utilização de um segundo conjunto de baterias. A título de ilustração a Figura 21 mostra o circuito sugerido pelo fabricante utilizando o MC33063A, a Figura 22 o circuito com o ICL7660 e a Figura 23 a fonte simétrica utilizando o LM7905 para tensão negativa e LM7805 [68] para tensão positiva.

Figura 21 - Circuito regulador -5Vcc com o MC33063A com armazenagem de energia em indutor.



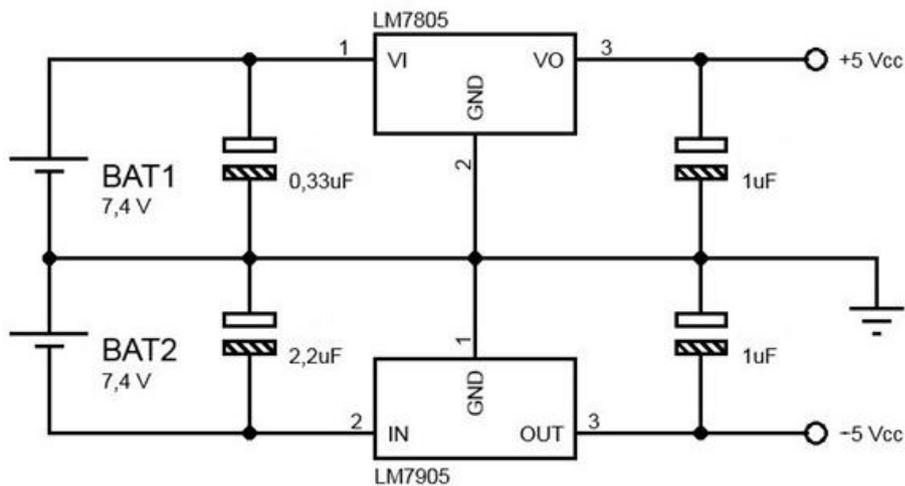
Fonte: Autor da dissertação.

Figura 22 - Circuito regulador -5Vcc com o ICL7660 com armazenagem de energia em capacitor.



Fonte: Autor da dissertação.

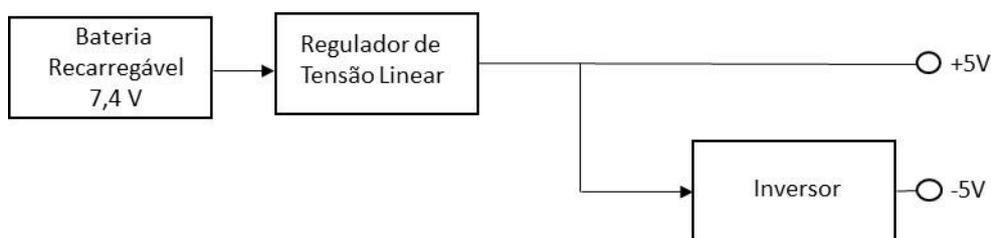
Figura 23 - Fonte simétrica utilizando o LM7905 para tensão negativa e LM7805 para tensão positiva.



Fonte: Autor da dissertação.

A Figura 24 mostra o diagrama de blocos como foi disposto o circuito para produzir as tensões simétricas e no bloco inversor onde foram testados os circuitos integrados para produzir a tensão negativa.

Figura 24 - Diagrama de blocos da fonte simétrica.



Fonte: Autor da dissertação.

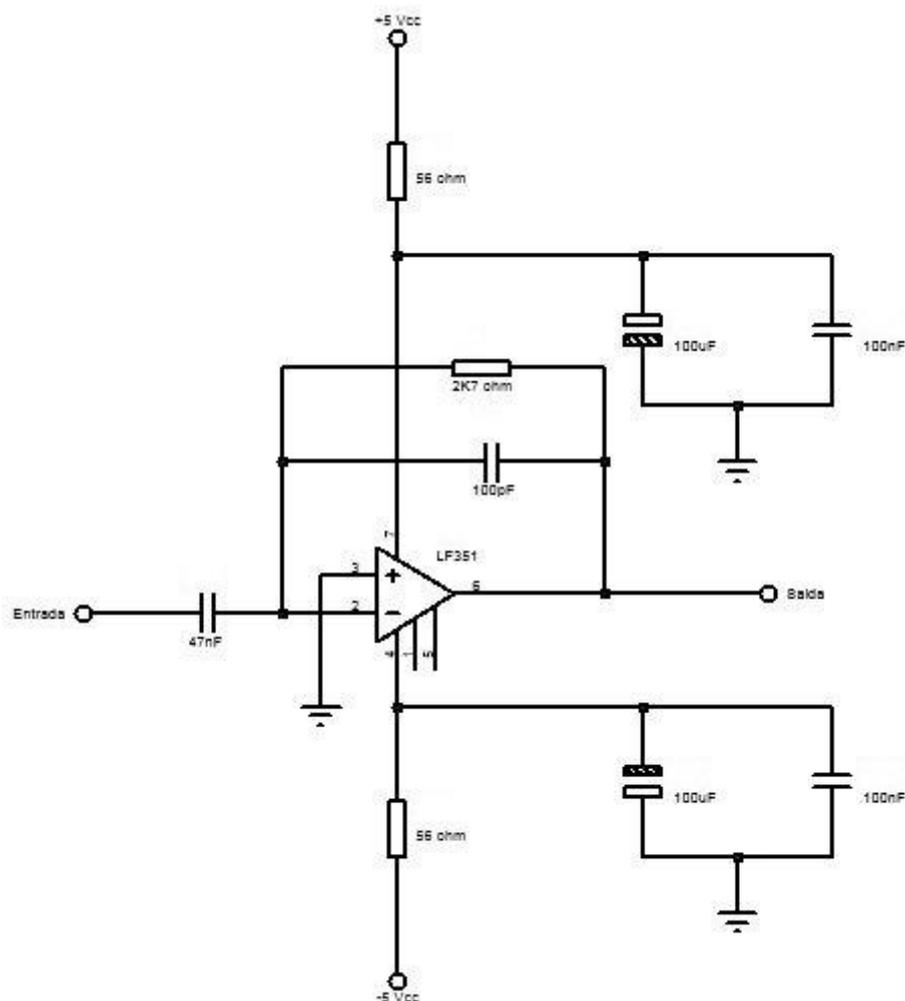
4.6 Fonte de tensão de reversa para os fotodiodos

Para a polarização reversa dos fotodiodos S5106, segundo o fabricante [33], é necessária a tensão de 50V. De um modo geral são usados circuitos osciladores com saída de ondas quadradas e transformadores nos circuitos multiplicadores. Pela experiência adquirida com o ruído gerado pelos reguladores de tensão, descartou-se qualquer tipo de fonte que trabalhe com ondas quadradas na entrada do transformador multiplicador de tensão. Desta forma, optou-se por um circuito oscilador na configuração ponte de Wien [36], que é um oscilador senoidal e desta forma adequado para ser enviada ao transformador multiplicador e sem os efeitos transitórios que ocorrem quando uma onda quadrada é aplicada sobre um indutor.

4.7 Circuito amplificador e conformador de pulsos

O circuito amplificador tem por função receber o sinal enviado pelo pré-amplificador e elevar esse valor de tensão para níveis adequados e formatar os pulsos a serem contados pelo microcontrolador. Para essa função foi utilizado um amplificador operacional LF351 [69]. A Figura 25 mostra o circuito do amplificador.

Figura 25 - Circuito amplificador e conformador de pulsos

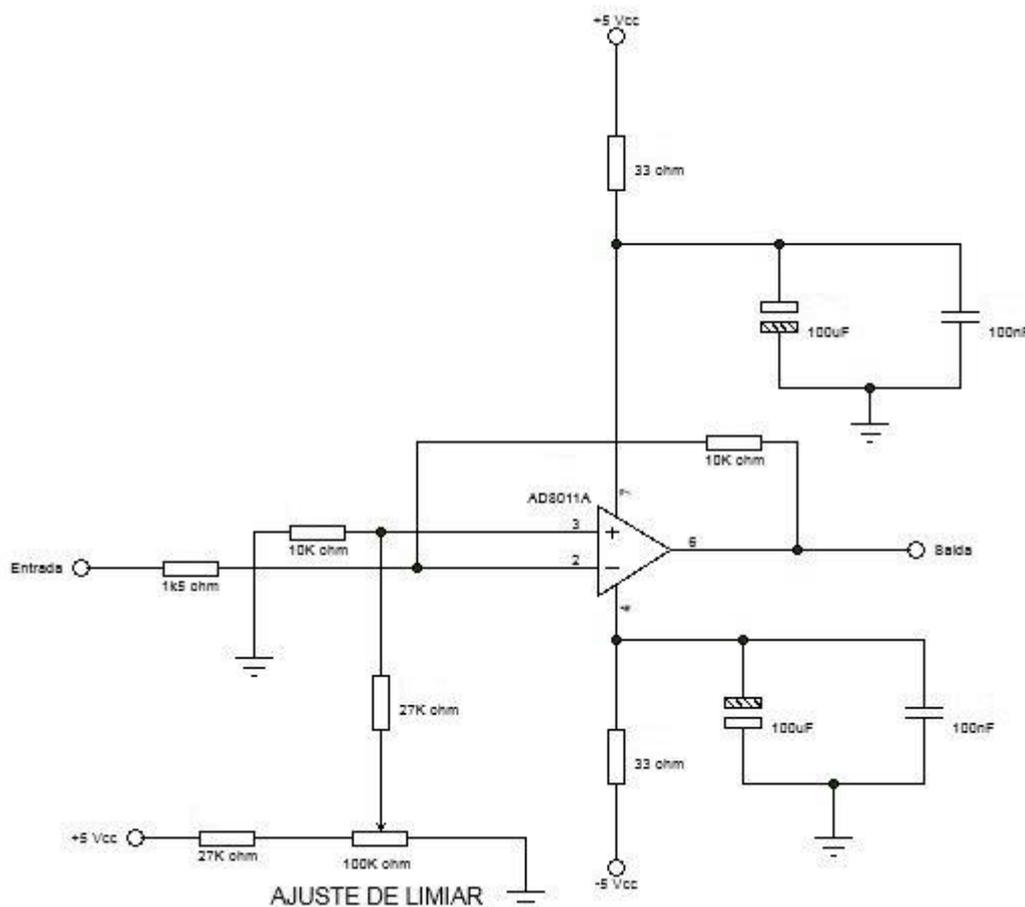


Fonte: Autor da dissertação.

4.8 Circuito de ajuste de limiar

Na sequência foi desenvolvido o circuito do ajuste de limiar conforme mostra a Figura 26. O circuito é composto por um amplificador operacional AD8011A [70] que tem por função receber o sinal do amplificador e permitir que apenas o nível acima do ruído seja enviado ao circuito contador.

Figura 26 - Circuito do ajuste de limiar.

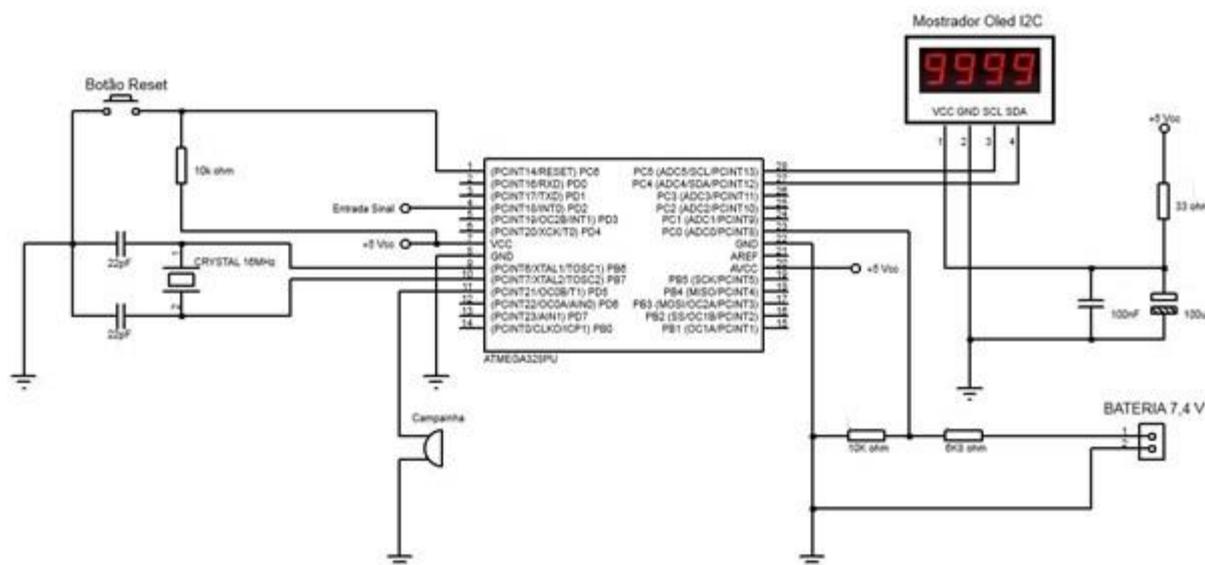


Fonte: Autor da dissertação.

4.9 Microcontrolador para o circuito contador, indicador do nível de bateria e alarme

O componente responsável por processar o sinal proveniente do circuito amplificador efetuando sua contagem, adequando a escala em taxa de dose, indicador de nível de bateria, saída de nível de alarme e comunicação com o mostrador foi o microcontrolador ATmega328p da Atmel [71]. A Figura 27 mostra o circuito elétrico desenvolvido para o detector de radiação portátil.

Figura 27 - Circuito com o microcontrolador responsável por efetuar a contagem, adequação da escala em taxa de dose, indicador de nível de bateria, saída de nível de alarme e comunicação com o mostrador.



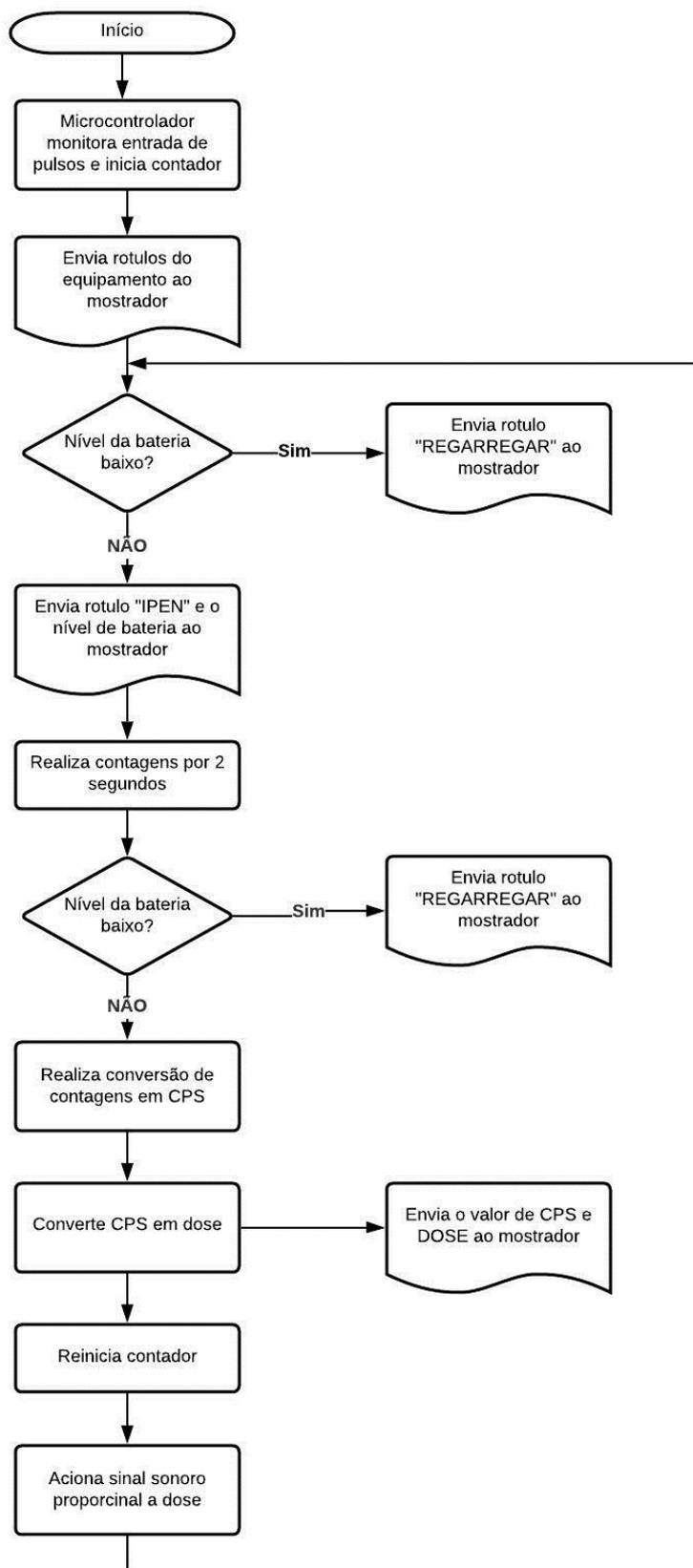
Fonte: Autor da dissertação.

Com o objetivo de realizar a leitura dos pulsos provenientes do circuito amplificador de maneira a obter as contagens, foi utilizada a entrada de interrupção do microcontrolador, que realiza esse processamento quando há uma mudança no nível do pino de entrada independente de outras funções executadas.

Com base nas contagens em um tempo determinado, o microcontrolador converte o valor armazenado em um valor de dose e posteriormente envia esses dados ao mostrador.

Paralelamente, para garantir que o usuário do detector tenha conhecimento da incidência de radiação ionizante acima do máximo permitido, mesmo sem visualizar o mostrador, uma saída do microcontrolador é acionada e dispara uma campainha como sinal sonoro de alarme. A Figura 28 mostra o fluxograma da lógica de programação desenvolvida para o microcontrolador.

Figura 28 - Fluxograma da programação do microcontrolador.



Fonte: Autor da dissertação.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

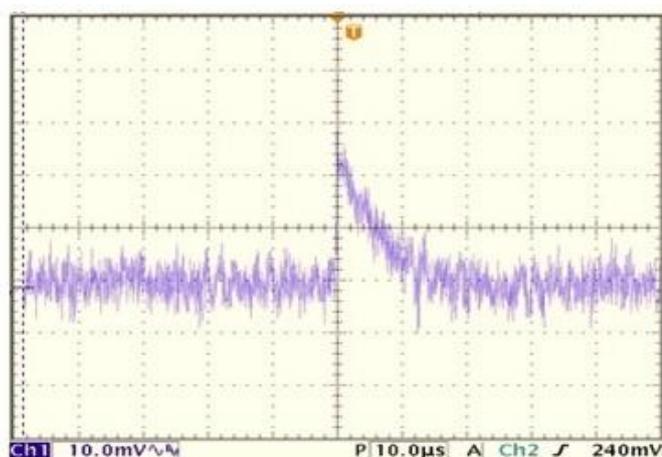
Neste capítulo serão descritos como foram configurados os componentes utilizados para a aplicação da proposta e os resultados obtidos para construção do detector de radiação portátil.

5.1 Pré-amplificador

Os sinais de saída dos pré-amplificadores construídos foram observados com o osciloscópio Tektronix TDS 3032B. A Figura X mostra um pulso de tensão na saída de um dos pré-amplificadores onde é possível observar uma relação sinal-ruído já suficiente para diferenciar as radiações emitidas pelo ^{241}Am do ruído do pré-amplificador. Esse resultado é importante, pois o sistema de contagem vai utilizar a amplitude acima do ruído como sistema de disparo para as contagens.

A Figura 29 mostra apenas o sinal de um pré-amplificador pois não se observou diferenças da relação sinal-ruído através do sinal do osciloscópio entre os pré-amplificadores construídos. Nesta situação, a obtenção do espectro de energia tornou-se uma ferramenta importante para uma melhor avaliação das diferenças dos níveis de ruído.

Figura 29 - Pulso de tensão na saída do pré-amplificador produzido com a fonte de radiação de ^{241}Am .

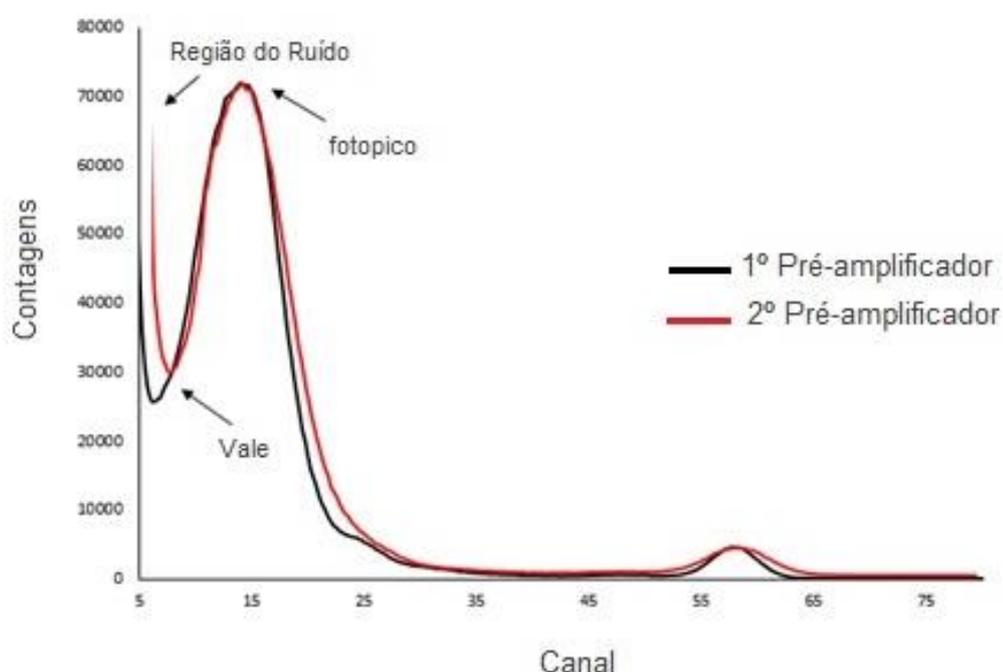


Fonte: Autor da dissertação.

5.2 Avaliação do ruído do conjunto detector através do espectro de energia

No primeiro estudo foram testados os dois pré-amplificadores de forma individual, saídas A e B conforme Figura 19 da Seção 4.3, através dos espectros de energia do ^{241}Am , para avaliar se o comportamento dos circuitos construídos estava semelhante quanto ao nível de ruído. A Figura 30 mostra os espectros de energia obtidos para os dois pré-amplificadores.

Figura 30 - Espectros de energia do ^{241}Am obtidos na saída de cada um dos pré-amplificadores.



Fonte: Autor da dissertação.

Observa-se que a razão entre o pico e o vale foi semelhante para os dois pré-amplificadores. Os resultados mostraram o comportamento semelhante dos conjuntos, e para ambos a relação sinal-ruído obtida com os circuitos pré-amplificadores utilizados não permitiu a individualização dos dois fotopicos de raio-X característico do ^{241}Am em 13,9 keV e 17,8 keV. Estes dois fotopicos aparecem apenas como um, mas demonstram que o ruído presente na saída do pré-amplificador utilizado não compromete substancialmente a detecção de energias tão baixas quanto 13,9 keV.

Os dois pré-amplificadores apresentaram ruído e sinal semelhantes, com pequenas diferenças devido as características construtivas dos componentes

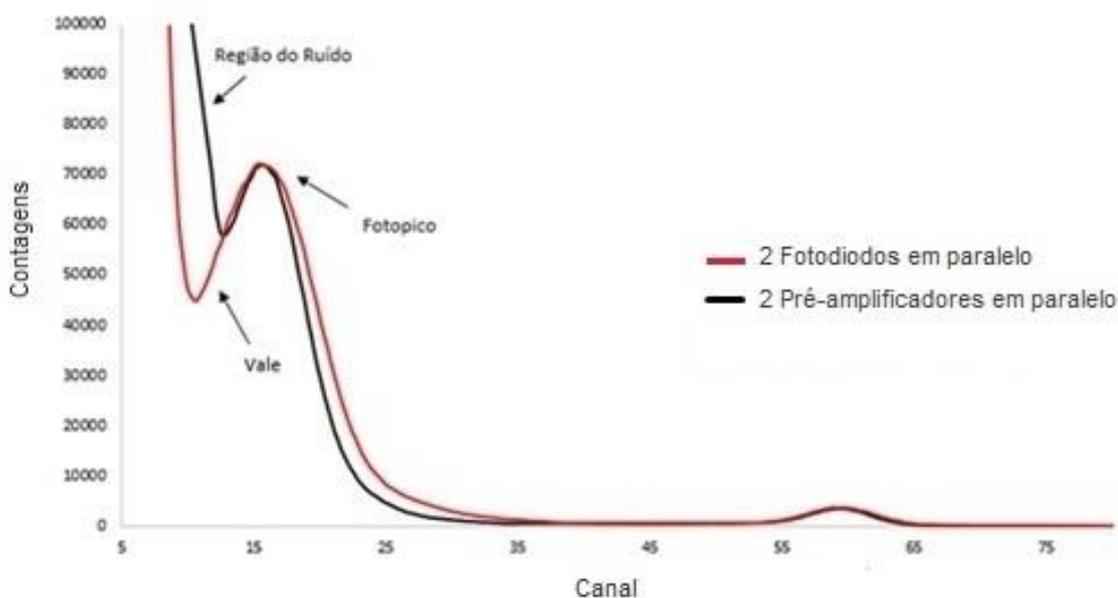
eletrônicos utilizados, que inclusive não puderam ser percebidos apenas pela avaliação do sinal pelo osciloscópio, mas que demonstraram a boa similaridade dos pré-amplificadores construídos.

5.3 Escolha dos conjuntos detector – pré-amplificador

Com os pré-amplificadores testados e apresentando comportamentos semelhantes foram estudadas as configurações de menor ruído, obtendo os espectros de energia do ^{241}Am para dois fotodiodos ligados em paralelo com um único pré-amplificador, saída C, e dois pré-amplificadores em paralelo com fotodiodos individuais, saída D, conforme a Figura 19 da Seção 4.3.

A Figura 31 mostra os vales formados entre a região de ruído e o fotopico do raio-X obtido com dois fotodiodos em paralelo, linha em vermelho; e o vale formado para pré-amplificadores em paralelo, linha em preto.

Figura 31 - Comparação dos níveis de ruídos através do vale formado entre a região do ruído e do fotopico para fotodiodos em paralelo e para pré-amplificadores ligados em paralelo.



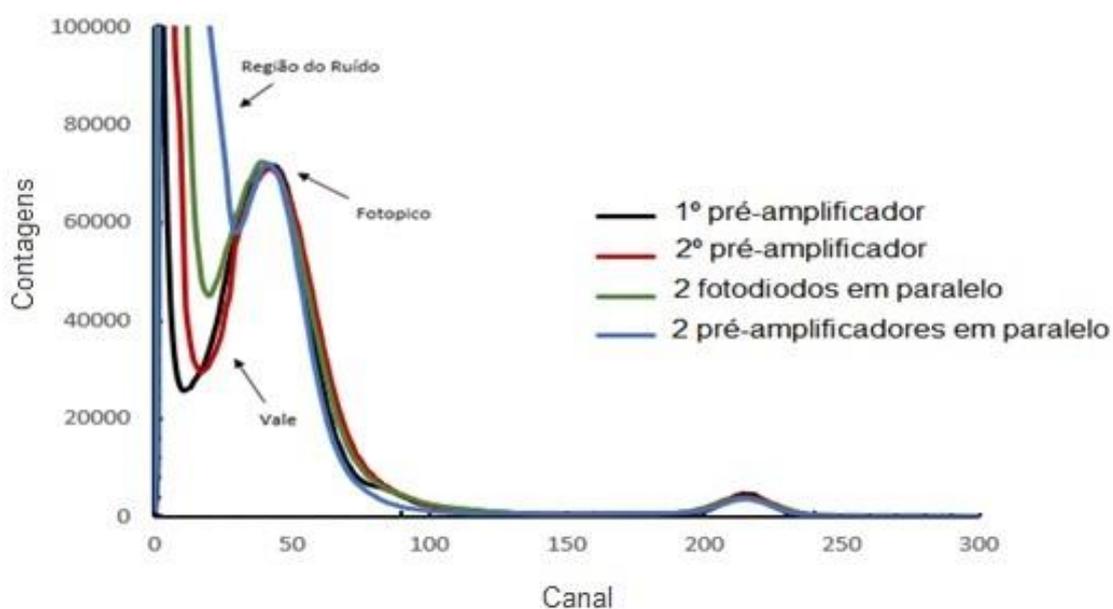
Fonte: Autor da dissertação.

Como pode ser observado pela comparação dos espectros, o uso de dois fotodiodos em paralelo apresenta menor ruído que dois pré-amplificadores em paralelo. Deve ficar claro que este é um resultado para a configuração do pré-

amplificador e dos fotodiodos utilizados neste trabalho e que talvez não seja verdade para outros fotodiodos e pré-amplificadores.

A Figura 32 mostra simultaneamente os espectros de energia dos pré-amplificadores de forma individual e nas associações com fotodiodos em paralelo e pré-amplificadores em paralelo. Apesar do uso dos dois fotodiodos em paralelo apresentarem mais ruído que conjuntos detectores individuais, essa configuração ainda foi mais vantajosa que usar pré-amplificadores separados e será utilizada para a continuidade deste trabalho sendo um deles acoplado ao cintilador CsI(Tl) e outro sozinho para cobrir as faixas de energia desejadas.

Figura 32 - Espectros de energia dos pré-amplificadores de forma individual e nas associações com fotodiodos em paralelo e pré-amplificadores em paralelo.



Fonte: Autor da dissertação.

5.4 Construção do conjunto detector utilizando fotodiodo acoplado ao cristal cintilador de CsI(Tl)

Na construção do conjunto fotodiodo e cintilador CsI(Tl) é necessário um acoplamento óptico que proporcione bom acoplamento entre os índices de refração entre os materiais com boa adesão sem que haja ataque químico ao cristal.

Dentre os vários adesivos testados como acoplantes, em alternativa a graxa de silicone, a única utilizada com sucesso foi a cola para acrílico polimerizada por

ultravioleta modelo ACRICOL 900UV da Sinteglas®. Para cura foi utilizado lâmpada fluorescente UV de 15W com tempo de aplicação de 10 minutos, conforme orientações do fabricante.

A Figura 33 mostra em A, a placa de controle da colagem entre o cintilador de CsI(Tl) e um material acrílico para verificação da estabilidade da colagem e em B, cerca de sete meses após. A observação visual não permitiu verificar qualquer ataque químico ao cristal, bem como redução da aderência.

Figura 33 - Placa de controle da estabilidade da colagem para o cristal e o fotodiodo.



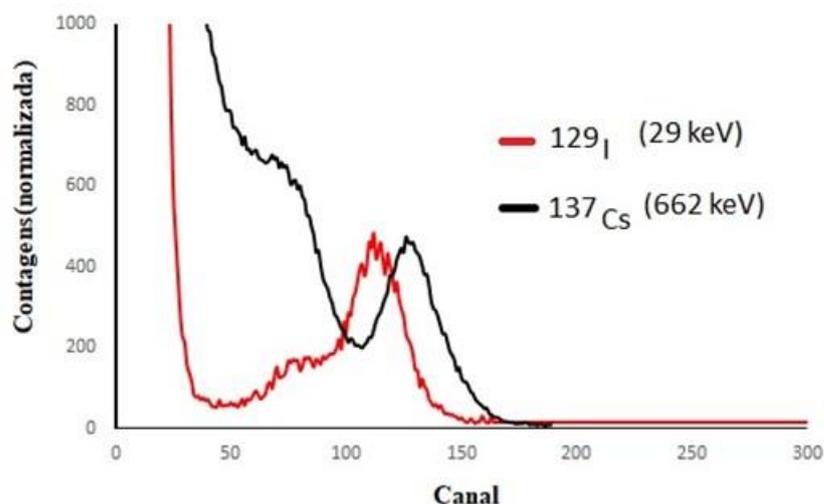
Fonte: Autor da dissertação.

A altura de pulso do acoplamento utilizando a cola foi comparada com a do acoplamento utilizando a graxa de silicone. Apesar deste acoplamento ter proporcionado uma altura de pulso 29% inferior ao acoplamento feito com graxa de silicone, a aderência do conjunto é boa e tem demonstrado durabilidade.

Com o conjunto na sua versão final, fotodiodos em paralelo com um único pré-amplificador e com um dos fotodiodos com cintilador de CsI(Tl), crescido no IPEN/CNEN-SP segundo Cortese et al [72], foram obtidos os espectros de energia de uma fonte de ^{129}I , emissor gama em 29 keV e de uma fonte de ^{137}Cs , 662 keV, devido as suas energias terem grande aplicabilidade na área médica e industrial. O conjunto detector demonstrou sensibilidade tanto em 29 keV como em 662 keV e foi observado que esta última produz um número grande de contagens em baixas energias no fotodiodo sem cintilador, que não constituiu um problema à medida em que estas contagens só aumentam a eficiência de detecção. Na Figura 34 são mostrados os espectros obtidos para estes dois radioisótopos e demonstra a resposta do conjunto detector para estas duas faixas de energia. Como são conjuntos detectores diferentes não existe linearidade entre canal e energia entre

os dois resultados, mas como foi um instrumento dedicado a identificar contagens atende plenamente aos objetivos.

Figura 34 - Espectros de energia obtidos com dois fotodiodos em paralelo, sendo um deles acoplado a um cintilador de CsI(Tl), mostrando sensibilidade de detecção nestas duas faixas de energia.



Fonte: Autor da dissertação.

5.5 Fonte de alimentação simétrica

O primeiro circuito testado para obtenção da tensão negativa utilizou o circuito integrado MC33063A como inversor regulador chaveado com armazenagem de energia com indutor. Apesar de sua elevada eficiência de conversão, mesmo utilizando filtros resistor-capacitor ou indutor-capacitor em série com a sua saída de tensão negativa não foi possível a supressão total dos espúrios que apareciam em baixas energias no sinal do pré-amplificador.

O outro circuito testado foi o integrado ICL7660 que utiliza a armazenagem de energia em um capacitor. Este circuito produziu espúrios da ordem de 7 keV que não comprometeram sensivelmente a detecção em baixas energias e, portanto, foi o utilizado. Este valor foi estimado, pois existe muito ruído nesta faixa de energia para o conjunto detector utilizado. Apenas a título de comparação foi experimentado também um regulador linear de tensão negativa LM7905. Apesar deste circuito não ter introduzido qualquer ruído, ele exige que se tenha dois conjuntos de baterias, um para tensão positiva e outro para tensão negativa, o que elevaria o volume da unidade. A Tabela 2 mostra a comparação dos ruídos produzidos pelo regulador

linear e pelas duas tecnologias de inversores testadas com a unidade pré-amplificadora. Diante destes resultados foi utilizado o inversor com o ICL7660 que não comprometeu a detecção para as faixas de energia desejadas.

Tabela 2 - Comparação entre os ruídos produzidos no pré-amplificador com regulador linear e com reguladores inversores.

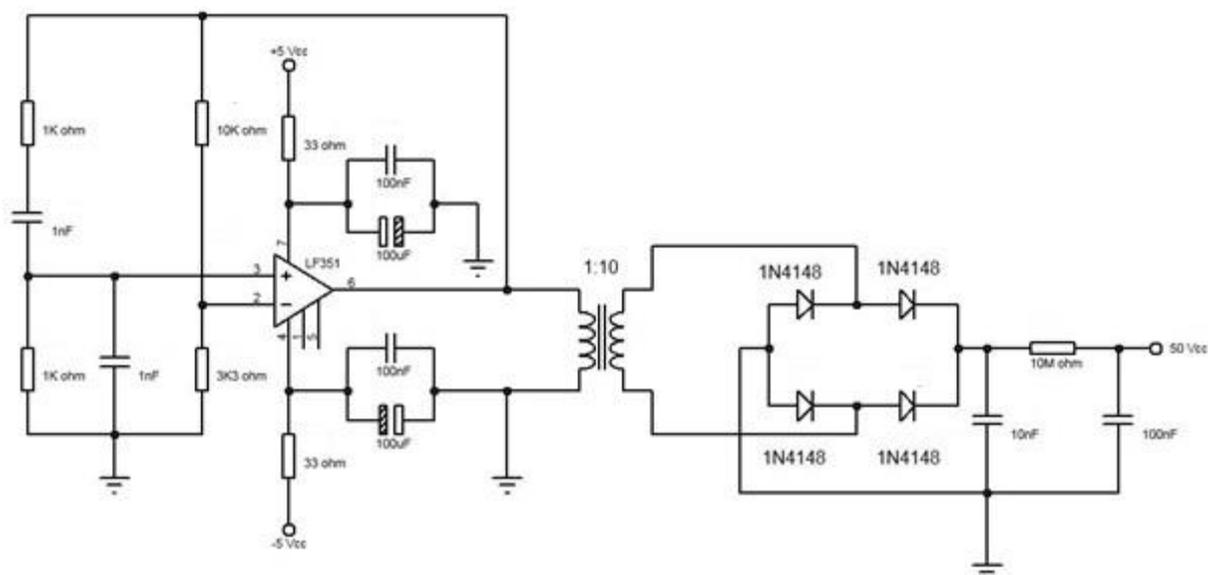
Regulador	Ruído observado na saída do pré-amplificador (keV)
LM7905	Não observado
MC33063A	25, 40 e 80
ICL7660	7

Fonte: Autor da dissertação.

5.6 Fonte de tensão de reversa para os fotodiodos

Aproveitando da disponibilidade das tensões simétricas de + 5 V e - 5 V, o circuito multiplicador foi construído também com um amplificador operacional, mas como um oscilador de deslocamento de fase. Nesta configuração a fonte de tensão não apresentou ruído que compromettesse a detecção em baixas energias e, portanto, foi o circuito utilizado para construção do conjunto detector. A Figura 35 mostra o esquema elétrico da fonte de tensão reversa para os fotodiodos utilizando o oscilador em ponte de Wien.

Figura 35 - Circuito oscilador em ponte de Wien, transformador de multiplicação de tensão e circuito retificador para geração dos 50V para os fotodiodos.



Fonte: Autor da dissertação.

5.7 Circuito amplificador e ajuste de limiar

O pulso de tensão pós pré-amplificador não possui uma amplitude suficiente para ser enviado ao circuito de contagem. Com isso o circuito amplificador conectado no pré-amplificador eleva o valor de tensão a valores adequados para serem contados pelo microcontrolador. Outra função do conjunto amplificador é proporcionar filtros para minimizar o ruído que acompanha o sinal. Para os valores dos componentes utilizados neste trabalho, o sinal de saída apresentou uma forma aproximadamente gaussiana e permitiu sua contagem eficiente pelo microcontrolador além de um correto funcionamento do circuito de limiar.

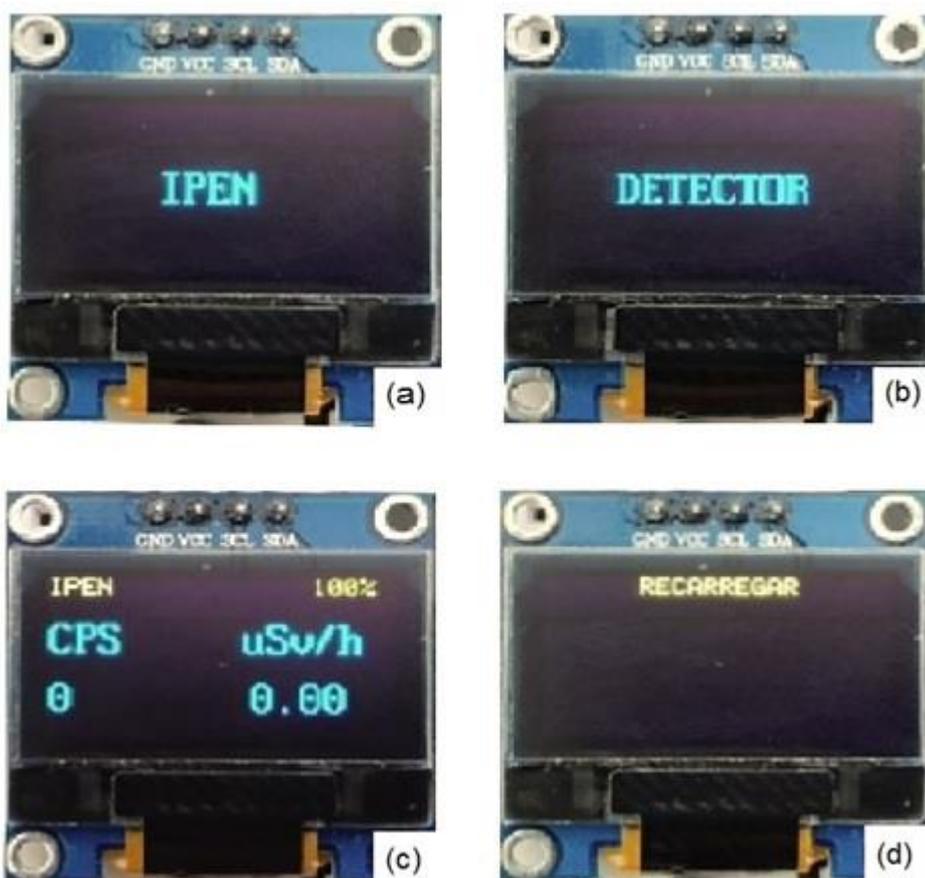
5.8 Microcontrolador para o circuito contador, indicador do nível de bateria e alarme

Para a interface com o usuário utilizou-se o display de OLED com 0,96 polegadas e 128 x 64 pixels [73]. A escolha se justifica pelo fato do display ter uma excelente resolução, proporcionando uma imagem de qualidade, além do baixo consumo.

A programação elaborada no microcontrolador para interface com o display permitiu a criação de uma tela de inicialização, Figura 36 (a), que exibe o nome do IPEN e posteriormente o nome DETECTOR DE RX E GAMA, Figura 36 (b), durante os 2 primeiros segundos. Esta operação é feita sempre que o detector é ligado.

Sequencialmente foram criadas mais 2 telas para interface com o usuário; uma tela principal, Figura 36 (c), que exibe na parte superior o nome IPEN e o nível de bateria do detector, informando assim a todo momento se há necessidade de carregar o dispositivo e logo abaixo o número de contagens por segundo (CPS) e ao lado o valor convertido em taxa de dose ($\mu\text{Sv/h}$). Uma segunda tela com o texto REGARREGAR, Figura 36 (d), que só se torna ativa quando o nível de bateria fica inferior a 80%.

Figura 36 - Telas de interface com o detector.



Fonte: Autor da dissertação.

5.9 Montagem do detector de radiação

Os circuitos de pré-amplificador e amplificador são fundamentais para o desempenho do detector uma vez que obtenção de uma relação sinal-ruído de baixo nível melhora a capacidade de contagem dos pulsos gerados e permite a detecção em baixas energias. A utilização de fotodiodo e fotodiodo acoplado a cintilador de CsI(Tl) mostrou-se satisfatório para detecção de raios-X e radiação gama de baixa. Para o detector, foi desenvolvida a placa eletrônica com o circuito do pré-amplificador sensível a carga com os fotodiodos alocados o mais próximo possível deste circuito, evitando o aumento da capacitância na entrada do pré-amplificador e consequentemente melhorando a relação sinal-ruído. A placa eletrônica com os fotodiodos e os circuitos de pré-amplificador e amplificador é mostrada na Figura 37.

Figura 37 - Placa desenvolvida com o pré-amplificador e amplificador.



Fonte: Autor da dissertação.

Como comparativo entre o detector desenvolvido neste trabalho e o detector de radiação Geiger-Müller utilizado comumente, o pulso de saída deste pré-amplificador apresentou uma largura da ordem de $5\mu\text{s}$, que é cerca de uma ordem de grandeza menor que um Geiger-Müller típico, que está entre $50\mu\text{s}$ a $100\mu\text{s}$ [7], permitindo desta forma uma maior taxa de contagem.

Na figura 38 é mostrado a placa desenvolvida com o circuito limiar, o circuito com o microcontrolador, a fonte de polarização e a fonte simétrica. Os componentes

Figura 39 – Detector de radiação portátil desenvolvido no trabalho.



Fonte: Autor da dissertação.

6 CONCLUSÃO

O detector portátil de radiação ionizante desenvolvido utilizando fotodiodos de silício para energias de raio-X e fotodiodo de silício acoplado a cintilador de CsI(Tl) para radiação gama demonstrou sensibilidade tanto em 29 keV como em 662 keV e o pulso de saída do pré-amplificador apresentou uma largura da ordem de 5 μ s, permitindo desta forma uma maior taxa de contagens que detectores utilizando tubos Geiger-Müller e também possibilitou ter um equipamento robusto e versátil para a utilização em diversas áreas onde se faz o uso da radiação, uma vez que o detector possui uma faixa de detecção desde baixas energias até altas energias.

A utilização dos fotodiodos em paralelo ou com circuitos pré-amplificadores em paralelo depende do comportamento da relação sinal-ruído do pré-amplificador em função da capacitância na entrada e deve ser estudado para cada circuito desenvolvido. Para os estudos realizados no trabalho, a configuração dos pré-amplificadores associados em paralelo com fotodiodos de silício PIN individuais, mostraram ser os mais adequados e com níveis de ruídos dentro do aceitável para aplicação desejada. Essa configuração também favoreceu a construção do detector, uma vez que possibilitou o desenvolvimento de um conjunto detector com dimensões menores que dois pré-amplificadores em paralelo.

Para o acoplamento óptico do cintilador e o fotodiodo foi utilizado a cola para acrílico polimerizada por ultravioleta modelo ACRICOL 900UV da Sinteglas®. A cola mostrou-se adequada e obteve resultados satisfatórios quanto a aderência e durabilidade, apesar de uma perda de 29% de amplitude de pulso que não comprometeu a detecção da radiação.

O circuito do microcontrolador e a programação desenvolvida para realizar a contagem utilizou um tempo de integração de dois segundos, o que possibilitou uma rápida resposta da taxa de dose que o usuário é submetido. O microcontrolador possibilitou gerar um sinal sonoro para alertar o usuário quanto a incidência da radiação ionizante, algo importante para detectores de radiação.

A escolha adequada dos circuitos eletrônicos para a construção das fontes de tensão simétrica e de polarização foi fundamental para assegurar que a eficiência destes detectores em baixas energias não fosse comprometida por ruídos

introduzidos por esses circuitos. O uso do regulador de tensão positiva LM7805 e o ICL7660 para tensão negativa mostraram-se mais adequados, mesmo não sendo suprimidos todos os sinais espúrios produzidos pelos componentes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] AMRANI, L. E.; MAZRI, T.; HMINA, N.; The Specific Absorption Rate induced in human organs due Ionizing and Non Ionizing Radiations exposure. **6th International Conference on Wireless Networks and Mobile Communications (WINCOM)**. Marrakesh, Morocco, 2018, pp. 1-4. Disponível em: <<http://doi:10.1109/WINCOM.2018.8629631>>. Acesso em 02 de janeiro de 2021.

[2] SALVADOR, P. A. V.; **Análise de sistemas multifásicos utilizando tomografia computadorizada gama monoenergética e polienergética**. 2009. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear - Aplicações) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo.

[3] DIAS, D. L.; Brasil escola <<https://brasilecola.uol.com.br/o-que-e/quimica/o-que-e-radiacao.htm>>. Acesso em 16 de março de 2021.

[4] PINO, E. S.; GIOVEDI, C.; Radiação ionizante e suas aplicações na indústria. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – **Revista UNILUS Ensino e Pesquisa**. n. 2, v. 2, 2005. Disponível em: <<http://revista.unilus.edu.br/index.php/ruep/article/view/18>>. Acesso em: 02 de janeiro de 2021.

[5] NOGUEIRA, S. F. L. **Estudo de um Detector Semicondutor de Radiação ionizante de Interesse Aeroespacial, Baseado em um Fotodiodo PIN**. 2016. Dissertação (Mestre em Ciências no Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias Espaciais) – Instituto Tecnológico de Aeronáutica, São José dos Campos.

[6] AGUIRRE, F. R. **Estudo Sobre Distribuição de Cargas em Semicondutores Sujeitos a Radiação Ionizante**. 2017. Dissertação (Mestre em Ciências no Instituto de Física da Universidade de São Paulo) – Instituto de Física da Universidade de São Paulo.

[7] KNOLL, G. F. **Radiation Detection Measurement**. 3ed. New York: John Wiley & Sons, 1999.

[8] JURSNIC, P.; PIN diodes for radiation therapy use: Their construction, characterization, and implementation. **Physica Medica**, v. 59, p. 86-91, 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2019.02.021>> Acesso em: 27 junho de 2019.

[9] YANAGIDA, T.; Inorganic scintillating materials and scintillation detectors. **Proc. Jpn. Acad., Ser.** v. 94, p. 75-97, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.2183/pjab.94.007>> Acesso em: 03 julho de 2019.

[10] TOMAZ, L. F. **Otimização do Crescimento de Cristais Cintiladores Inorgânicos em Matriz CsI Dopada com Lítio para uso como Detectores de Radiação.** 2019. Dissertação (Mestre em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

[11] SHARP, R. E.; **Teste de radiação alfa de materiais: uma técnica com excelente dosimetria e sem contaminação radioativa.** 17^a Conferência Europeia sobre Radiação e seus Efeitos em Componentes e Sistemas (RADECS), Genebra, Suíça. 2017, pp. 1-3. Disponível em: <<http://doi:10.1109/RADECS.2017.8696232>>. Acesso em: 10 de fevereiro de 2021.

[12] COELHO, T. S.; **Desenvolvimento de um sistema de dosimetria para aplicadores de betaterapia de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$.** 2010. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear - Reatores) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo.

[13] SCAFF, L.A.M. **Física da Radioterapia.** 1.ed. São Paulo, SP. Sarvier, 1997.

[14] AFONSO, L. C.; **Estudo da influência de partículas de ouro na dose absorvida em tecido mole utilizando dosimetria com gel polimérico.** 2011. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear - Aplicações) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo.

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

[16] OLIVEIRA, R. E. R.; **Doses populacionais de radiação ionizante na cidade de São Paulo: medidas de dose gama a céu aberto.** 2001. Dissertação (Mestrado em Física) - Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo.

[17] ALGARVE, F. J.; **Caracterização Dosimétrica do BeO em Feixes de Radiodiagnóstico Convencional, Mamografia e Tomografia Computadorizada, Pelas Técnicas de Termoluminescência e Luminescência Opticamente Estimulada.** 2017. Dissertação (Mestre em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

[18] GROPPPO, D. P.; **Caracterização dosimétrica de amostras de BeO em feixes de radiação alfa, beta e X por técnicas luminescentes**. 2013. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear - Aplicações) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo.

[19] BURGIO, E.; PISCITELLI, P.; MIGLIORE, L.; Ionizing Radiation and Human Health: Reviewing Models of Exposure and Mechanisms of Cellular Damage. An Epigenetic Perspective. **Int. J. Environ. Res. Public Health**. Disponível em: <file:///C:/Users/PC/Downloads/ijerph-15-01971.pdf>. Acesso em: 29 de abril de 2018.

[20] WAKEFORD, R.; The Cancer Epidemiology of Radiation. **Oncogene** **23**, 6404-6428, 2004. Disponível em: <<https://doi.org/10.1038/sj.onc.1207896>> Acesso em: 29 de abril de 2020.

[21] AZEVEDO, A. C. P.; **Radioproteção em Serviços de Saúde**. Rio de Janeiro, 2001. FIOCRUZ. Escola Nacional de Saúde Pública-CESTEH e Programa de Radioproteção e Dosimetria. Disponível em: <<http://www.fiocruz.br/biossegurancahospitalar/dados/material10.pdf>>. Acesso em: 20 de dezembro de 2020.

[22] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **“Recommendations of the International Commission on Radiological Units”**. Brit. J. Rad. 27, 1954.

[23] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Radiation Quantities and Units**. ICRU Report 33. Bethesda, Maryland: 1980.

[24] ALVA, S.; SALOMÓN, M. **Estudo de parâmetros dosimétricos e dosimetria in vivo em radioterapia**. 2007. Dissertação (Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

[25] CASTRO, R. C. **Cálculo de dose equivalente em órgãos de pacientes devido a fotonêutrons gerados em aceleradores lineares clínicos**. 2005. Dissertação (Mestrado em Ciências em Engenharia Nuclear) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.

[26] TAUHATA, L.; SALATI, I.; PRINZIO, R. D.; PRINZIO, A. R. D. Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos. Instituto de Radioproteção e Dosimetria. **Comissão Nacional de Energia Nuclear**. 9^o Revisão, 2013.

[27] FOLDIAK, G. **Industrial Application of Radioisotopes**. Budaoest. Akadémiai Kiadó, 1986.

[28] ZAMBONI, C.B. **Fundamentos da Física de Nêutrons**. São Paulo: Editora Livraria da Física, 2007.

[29] COSTA, F. E. **Desenvolvimento de Sondas Cirúrgicas Radioguiadas com Semicondutores de TlBr e com Cristais Cintiladores de CsI(Tl)**. 2006. Tese (Doutor em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

[30] SAULI, F. **Principles of Operation of Multiwire Proportional and Drift Chambers**. CERN European Organization for Nuclear Research 77-09 (1977). Disponível em: < <http://cds.cern.ch/record/117989/files/CERN-77-09.pdf>>. Acesso em 30 de junho de 2019.

[31] MURRAY, R. L.; **Nuclear Energy: An Introduction to the Concepts Systems, and Applications of Nuclear Processes**. 6ed. Burlington. Elsevier, 2009.

[32] PEREIRA, M. C. C. **Desenvolvimento e Caracterização do Cristal Cintilador de CsI(Tl) Utilizado como Detector de Radiação**. 1997. Dissertação (Mestre em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

[33] HAMAMATSU SOLID STATE. **Si PIN photodiode S5106, S5107, S7509, S7510**. Disponível em: <<https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/212374/HAMAMATSU/S5106.html>>. Acesso em 10 de junho de 2021.

[34] FROSIN, C.; BARLINI, S.; POGGI G.; Energy Response and Identification Efficiency of CsI(Tl) Crystals Irradiated with Energetic Protons. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment**. Volume 951. Disponível em <<https://doi.org/10.1016/j.nima.2019.163018>>. Acesso em 11 de maio de 2021.

[35] BACCOUCHE, S.; AL-AZMI, D.; KARUNAKARA, N.; TRABELSI, A.; Application of The Monte Carlo Method For The Efficiency Calibration of CsI and NaI Detectors for Gamma-Ray Measurements From Terrestrial Samples. **Applied Radiation and Isotopes**. Volume 70. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2011.07.008>>. Acesso em 18 de maio de 2021.

[36] BOYLESTAD, R.; NASHELESKY, L. **Dispositivos Eletrônicos e Teoria de Circuitos**. 6ta. Ed. Rio de Janeiro: LTC – Livros Técnicos e Científicos Editora S. A., 1999.

[37] OLIVEIRA, R. M.; **Propriedades elétricas e ópticas de junções p-i-n de materiais semicondutores III-V sobre substratos de GaAs orientados nas direções [311]A e [211]A**. 2003. Dissertação (Mestre em Ciência – Física Aplicada) - Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Paulo.

[38] COSTA, F. E.; **Desenvolvimento de conjunto detector cintilador com sistema de contagens e aquisição de dados para medidas de vazão utilizando traçadores radioativos**. 2001. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear - Aplicações) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

[39] FIRST SENSOR. **First sensor PIN PD datasheet**. <https://www.first-sensor.com/cms/upload/datasheets/X100-7_THD_5000040.pdf>. Acesso em 07 de janeiro de 2021.

[40] TABACNIKS, M. H.; **Os elementos na matéria**. 2005. Tese (Livre Docência em Interações nucleares) - Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo.

[41] OLIVEIRA, I. B.; **Desenvolvimento do Cristal Semicondutor de Brometo de Tálcio para Aplicações como Detector de Radiação e Fotodetector**. 2006. Tese (Doutor em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

[42] OLIVEIRA, I. B.; **Desenvolvimento e Caracterização do Detector Semicondutor de Iodeto de Chumbo**. 2001. Dissertação (Mestre em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

[43] BONIFÁCIO, D. A. B. **Modelagem de sistema de detecção para mamografia por emissão de pósitrons utilizando detectores cintiladores monolíticos**. 2011. Tese (Doutor em Ciências na Física) – Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo.

[44] PEREIRA, M. C. C.; HAMADA, M. M.; FILHO, T. M.; MESQUITA, C. H. **Estudo do tempo de decaimento, resolução energética, transmitância e**

luminescência em cristais de iodeto de célio ativados com tálio [csi(tl)]. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN-CNEN/SP, São Paulo. Disponível em: <https://www.ipen.br/biblioteca/cd/inac/1997/ENAN/E04_307.PDF>. Acesso em 30 de dezembro de 2021.

[45] KREUTZ, P.; KÜHMICHEL, A.; PINKENBURG, C.; POCHODZALLA, J.; GUO, Z.Y.; LYNNEN, U.; SANN, H.; TRAUTMANN, W.; TROCKEL R.; Photodiode readout and pulse shape analysis of CsI(Tl) scintillator signals. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment**. v 260, 1987, Pages 120-123. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0168900287903925>>. Acesso em 20 de janeiro de 2022.

[46] SAINT-GOBAIN CRYSTALS. **CsI(Tl), CsI(Na), Cesium Iodide Scintillation Material**. Disponível em: <<https://www.crystals.saint-gobain.com/sites/hps-mac3-cma-crystals/files/2021-09/CsITl-and-Na-Material-Data-Sheet.pdf>>. Acesso em: 20 de dezembro de 2021.

[47] HAMAMATSU PHOTON IS OUR BUSINESS. **Si photodiodes – Lineup of Si photodiodes for UV to near IR, radiation**. Disponível em: <https://www.hamamatsu.com/content/dam/hamamatsu-photonics/sites/documents/99_SALES_LIBRARY/ssd/si_pd_kspd0001e.pdf>. Acesso em 10 de janeiro de 2022.

[48] COSTA, F.E.; HAMADA, M.M. Detector-contador cintilador com sistema de aquisição de dados para controle de processos industriais. In: CONGRESSO GERAL DE ENERGIA NUCLEAR, 8.; **ENCONTRO NACIONAL DE APLICACOES NUCLEARES**, 5., 5-20 out, 2000, Rio de Janeiro. ABEN, 2000. Disponível em: <<http://repositorio.ipen.br/handle/123456789/13324>>. Acesso em: 06 maio de 2021.

[49] JHINGAN, A.; SUGATHAN, P., KAUR G.; Front-End Electronics for CsI Based Charged Particle Array for The Study of Reaction Dynamics. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment**. Volume 786. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.nima.2015.03.005>>. Acesso em 18 de maio de 2021.

[50] CUNHA, J. C.; **Desenvolvimento de Circuito Pré-Amplificador Rápido Sensitivo à Carga para Detecção de Radiação Gama**. 2009. Dissertação (Mestre em Ciências e Técnicas Nucleares Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares) – Universidade Federal de Minas Gerais, Minas Gerais.

[51] CUNHA, J. C.; OLIVEIRA, A. H. Desenvolvimento de pré-amplificador sensível à carga para aplicação em sistema de detecção de raios gama. **Revista E-Xacta**. v 3, n. 1, 2010. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.18674/exacta.v3i1>>. Acesso em: 12 de dezembro de 2020.

[52] ALENCAR, M. A. V.; **Desenvolvimento de um Sistema de Espectrometria Alfa Baseado no Detector Barreira de Superfície**. 1994. Dissertação (Mestre em Ciências em Engenharia Nuclear e Planejamento Energético) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.

[53] FERRARI, G.; GOZZINI, F.; SAMPIETRO, M.; **Transimpedance Amplifiers for Extremely High Sensitivity Impedance Measurements on Nanodevices**. Analog Circuit Design, pp. 2009. Disponível em: <https://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-1-4020-8944-2_11#citeas>. Acesso em 30 de novembro de 2019.

[54] BERTUCCIO, G.; FASOLI, L.; SAMPIETRO, M. Stability of amplification in detectors with integrated electronics. **Nuclear Instruments and Methods in Physics**. v. 380, 1996. Disponível em: <[https://doi.org/10.1016/S0168-9002\(96\)00309-9](https://doi.org/10.1016/S0168-9002(96)00309-9)>. Acesso em: 12 de dezembro de 2020.

[55] JIMÉNEZ, F. J. R.; X-Ray Spectroscopy with PIN diodes. **Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares**. v. 857, 2006. Disponível em: <<https://www.researchgate.net/publication/229038928> > Acesso em: 26 abril de 2020.

[56] FAGIONATO, E. A; GENEZINI, F. A; ZAHN, G. S.; **Development of a Charge – Sensitive Preamplifier Using Commercially Available Components**. International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2013 Recife, PE, Brazil, November 24-29, 2013. Disponível em: <<https://www.ipen.br/biblioteca/2013/inac/19266.pdf>>. Acesso em: 15 agosto de 2019.

[57] JEONG, M.; KIM, G.; Development of charge sensitive amplifiers based on various circuit board substrates and evaluation of radiation hardness characteristics. **Nuclear Engineering and Technology**. v 52. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.net.2019.12.008>>. Acesso em: 16 de novembro de 2020.

[58] MAGALHÃES, R. R.; BUENO, C. C.; GONÇALVES, J. A. C.; SANTOS, M. D. S.; **Influência do ruído eletrônico em sistemas de espectrometria de raios-X com diodos de Si** - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1999 - <<http://repositorio.ipen.br/bitstream/handle/123456789/19536/078490001.pdf?sequence=1&isAllowed=y>>. Acesso em: 30 de março de 2021.

[59] ORTEC. **Preamplifier introduction**. Disponível em: <<https://www.ortec-online.com/-/media/ametekortec/other/preamplifier-introduction.pdf?la=en>>. Acesso em 12 de janeiro de 2022.

[60] GUO, S.; WU, J.; ZHANG, J.; WANG, P.; Design and verification of a radiation detector's electronics system. **in The Journal of Engineering**. v. 2019, no. 23. Disponível em: <<https://doi: 10.1049/joe.2018.9047>>. Acesso em: 12 de dezembro de 2020.

[61] SALES, E.; **Desenvolvimento de Detectores a Gás Multifilares para Raios X**. 2015. Dissertação (Mestre em Ciências na Física) – Instituto de Física da Universidade de São Paulo, São Paulo.

[62] MAXIM. Guide to Switch Mode Power Supply Basics. **Maxim Engineering Journal**, v. 61. Disponível em: <<https://pdfserv.maximintegrated.com/en/ej/EJ61.pdf>> Acesso em: 21 de abril de 2020.

[63] BROWN, M.; **Power Supply Cookbook**, Second edition. EDN Series for Design Engineers, 2001.

[64] AMPTEK, **Si-PIN vs CdTe Comparison** <<https://www.amptek.com/internal-products/si-pin-vs-cdte-comparison>>. Acesso em 20 dezembro de 2020.

[65] TEXAS INSTRUMENTS. **MC33063A, MC34063A. Peak Boost, Buck, Inverting Switching Regulators**. Disponível em: <<https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/345345/TI/MC33063A.html>>. Acesso em 24 de maio de 2021.

[66] INTERSIL. **ICL6060, ICL7660A. Cmos Voltage Converters**. Disponível em: <<https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/541065/INTERSIL/ICL7660.html>>. Acesso em 24 de maio de 2021.

[67] FAIRCHILD SEMICONDUCTOR. **MC79XX, LM79XX. Negative Voltage Regulator**. Disponível em: <<https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/82834/FAIRCHILD/LM7905.html>>. Acesso em 23 de maio de 2021.

[68] FAIRCHILD SEMICONDUCTOR. **MC78XX, LM78XX. Positive Voltage Regulator.** Disponível em: <<https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/82833/FAIRCHILD/LM7805.html>>. Acesso em 23 de maio de 2021.

[69] FAIRCHILD SEMICONDUCTOR. **LF351, Single Operational Amplifier (JFET).** Disponível em: <<https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/53568/FAIRCHILD/LF351.html>>. Acesso em 23 de maio de 2021.

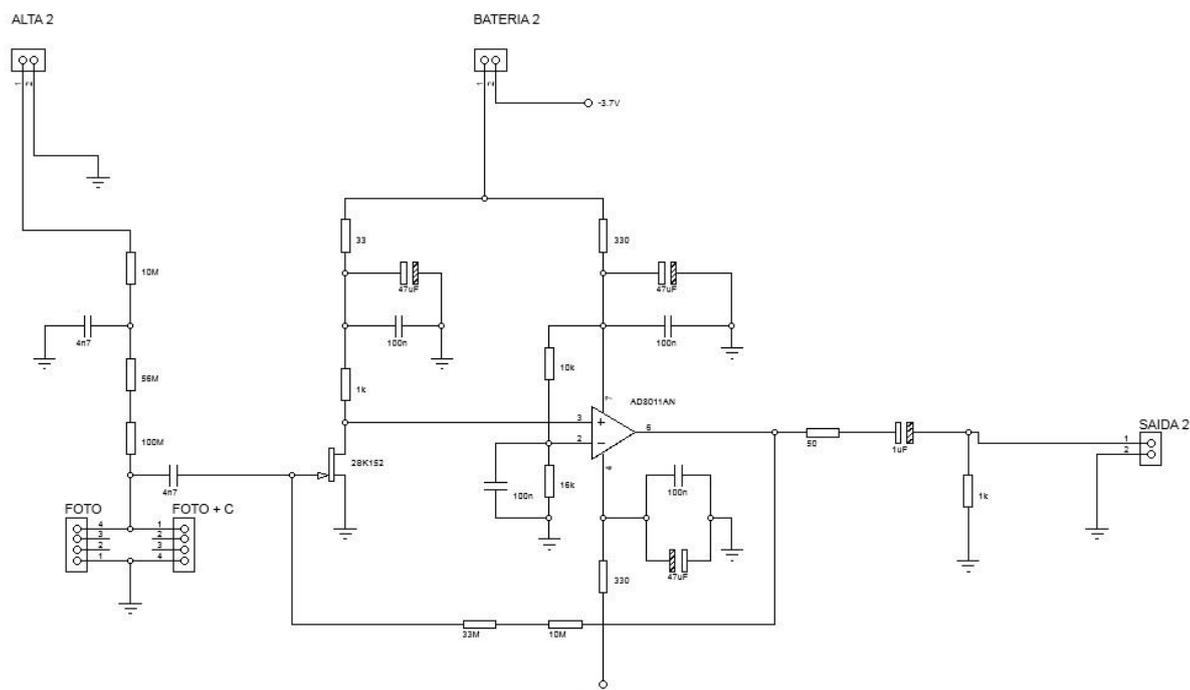
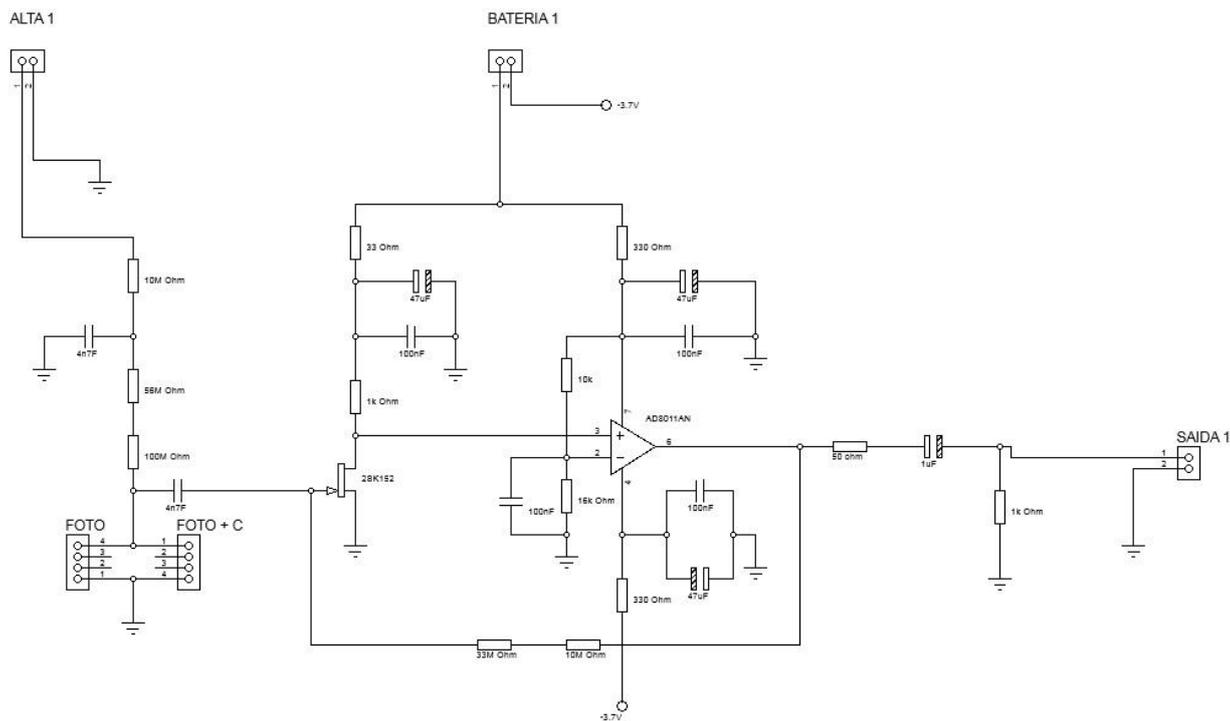
[70] ANALOG DEVICES. **AD8011, Current Feed Amplifier.** Disponível em: <<https://www.alldatasheetpt.com/datasheet-pdf/pdf/225491/AD/AD8011.html>>. Acesso em 23 de maio de 2021.

[71] ATMEL. **ATmega328P, Microcontroller with 4/8/16/32K Bytes In-System Programmable Flash.** Disponível em: <<https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/241077/ATMEL/ATMEGA328P.html>>. Acesso em 16 de janeiro de 2020.

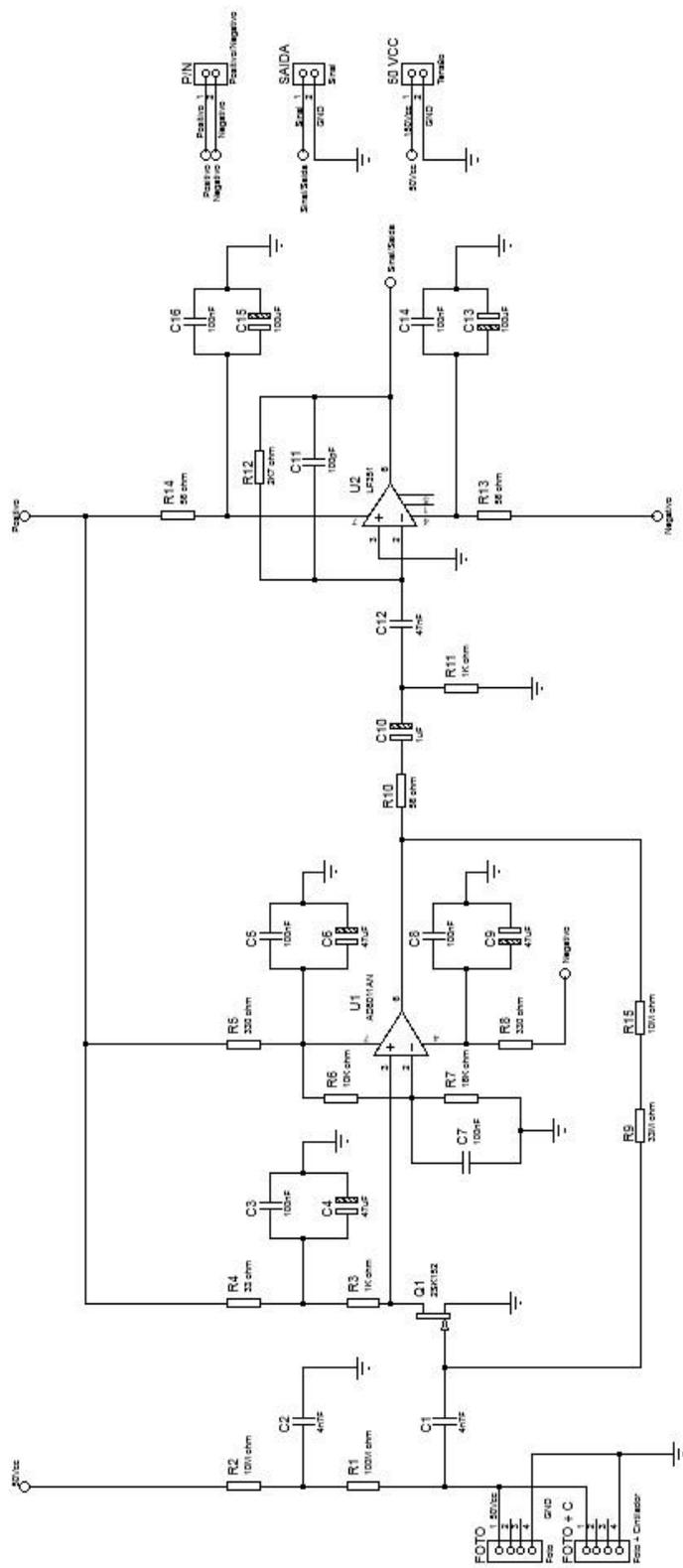
[72] CORTESE, V. C.; PEREIRA, M. C. C.; HAMADA, M. M.; **Crescimento de Cristais Baseados em Iodeto de Césio (Csi) para Aplicação como Detectores de Radiação.** International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2005, Santos, SP, Brazil, 2005. Disponível em: <<https://www.ipen.br/biblioteca/2005/inac/10578.pdf>>. Acesso em 3 março de 2021.

[73] VISHAY. **128 X GRAPHIC OLED.** Disponível em: <<https://www.vishay.com/docs/37902/oled128o064dbpp3n00000.pdf>>. Acesso em 16 de janeiro de 2020.

APÊNDICE A – Esquemas elétricos da placa de teste desenvolvida



APÊNDICE B – Esquema elétrico do pré-amplificador e amplificador



APÊNDICE D – Código do microcontrolador

```

/*****
                                Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares
                                Detector portátil de radiação
*****/

/*****
                                Definições / Variáveis
*****/

#include <Wire.h>
#include <MicroLCD.h>
#define tempo_integracao 1000
#define um_minuto 60000
#define tempo_sonoro 125

int bateria = 0;
unsigned int multiplicador = 0;
unsigned long contador = 0;
unsigned long milisegundos;
unsigned long milisegundos2;
double cps = 0;
double uSv = 0;

LCD_SSD1306 lcd; // Declaração do tipo de LCD

/*****
                                Função
*****/

void pulso ()
{
    contador ++;

```

```
}

```

```

/*****

```

Setup

```

*****/

```

```
void setup()

```

```
{

```

```
  contador = 0;

```

```
  cps = 0;

```

```
  multiplicador = um_minuto / tempo_integracao;

```

```
  attachInterrupt (digitalPinToInterrupt(2), pulso, FALLING);

```

```
  lcd.begin(); // Inicia cld OLED

```

```
  lcd.clear();

```

```
  lcd.setCursor(40, 3);

```

```
  lcd.setFontSize(FONT_SIZE_XLARGE);

```

```
  lcd.print("IPEN");

```

```
  delay(3000);

```

```
  lcd.clear();

```

```
  lcd.setCursor(25, 3);

```

```
  lcd.setFontSize(FONT_SIZE_XLARGE);

```

```
  lcd.print("DETECTOR");

```

```
  delay(3000);

```

```
  lcd.clear();

```

```
}

```

```

/*****

```

Programa

```

*****/

```

```
void loop()

```

```
{

```

```
  programa ();

```

```

    programa2 ();
}
void programa (){

    bateria = map(analogRead(A0),700, 1023, 0, 100);

    if (bateria <= 20){
        lcd.begin(); // Inicia cld OLED
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(35, 0);
        lcd.setFontSize(FONT_SIZE_SMALL);
        lcd.print("RECARREGAR");
        delay(3000);
        lcd.setCursor(35, 0);
        lcd.setFontSize(FONT_SIZE_SMALL);
        lcd.print("  ");
        delay(1);
    }
    else {
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.setFontSize(FONT_SIZE_SMALL);
        lcd.print("IPEN");
        lcd.setCursor(98, 0);
        lcd.setFontSize(FONT_SIZE_SMALL);
        lcd.print ("  ");
        lcd.setCursor(98, 0);
        lcd.print(bateria);
        lcd.print("%");
    }

    unsigned long currentMillis = millis ();

    if (currentMillis - milisegundos > tempo_integracao) {

```

```

bateria = map(analogRead(A0), 700, 1023, 0, 100);
milisegundos = currentMillis;
cps = (((contador * multiplicador)*2)/60);

uSv = (cps / 1000);

lcd.setCursor (0, 2);
lcd.setFontSize(FONT_SIZE_XLARGE);
lcd.print ("CPS   uSv/h");
lcd.setCursor (0, 5);
lcd.print ("      ");
lcd.setCursor (0, 5);
lcd.print (cps, 0);
lcd.setCursor (75, 5);
lcd.print ("    ");
lcd.setCursor (75, 5);
lcd.print (uSv, 2);

contador = 0;
}
}

void programa2 (){

  bateria = map(analogRead(A0),700, 1023, 0, 100);
  if (cps <= 1){
    digitalWrite (5, LOW);
  }
  if (cps > 2){
    if ((millis() - milisegundos2) < (25)) {
      digitalWrite (5, HIGH);
    }
    else{
      digitalWrite (5, LOW);
    }
  }
}

```

```

}
  if ((millis()- milisegundos2) > (tempo_sonoro - cps)){
    milisegundos2 = millis();
  }
}
if (bateria <= 20){
  lcd.begin(); // Inicia cld OLED
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(35, 0);
  lcd.setFontSize(FONT_SIZE_SMALL);
  lcd.print("RECARREGAR");
  delay(3000);
  lcd.setCursor(35, 0);
  lcd.setFontSize(FONT_SIZE_SMALL);
  lcd.print(" ");
  delay(1);
}
else {
  lcd.setCursor(0, 0);
  lcd.setFontSize(FONT_SIZE_SMALL);
  lcd.print("IPEN");
  lcd.setCursor(98, 0);
  lcd.setFontSize(FONT_SIZE_SMALL);
  lcd.print (" ");
  lcd.setCursor(98, 0);
  lcd.print(bateria);
  lcd.print("%");
}
}

```

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Diretoria de Pesquisa, Desenvolvimento e Ensino
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 – Cidade Universitária CEP: 05508-000
Fone/Fax(0XX11) 3133-8908
SÃO PAULO – São Paulo – Brasil
<http://www.ipen.br>

**O IPEN é uma Autarquia vinculada à Secretaria de Desenvolvimento,
associada à Universidade de São Paulo e gerida técnica e
administrativamente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do
Ministério da Ciência, Tecnologia, Inovações e Comunicações.**
