

DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO MICROCONTROLADO PARA MEDIÇÃO DE DOSE E TEMPO DE EXPOSIÇÃO EM RADIODIAGNÓSTICO

Bruno Luiz Melo Rocha

Dissertação de Mestrado submetida
à Coordenação do Curso de
Mestrado em Engenharia Elétrica da
Universidade Federal da Bahia,
como parte dos requisitos
necessários para obtenção do grau
de Mestre em Ciências no domínio
da Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Processamento da Informação

Amauri Oliveira, D.Sc.
Orientador

Salvador, Bahia, Brasil.
Maio de 2009

DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO MICROCONTROLADO PARA MEDIÇÃO DE DOSE E TEMPO DE EXPOSIÇÃO EM RADIODIAGNÓSTICO

Bruno Luiz Melo Rocha

Dissertação de Mestrado Apresentada em Maio de 2009

Amauri Oliveira, D.Sc.
Orientador

Amauri Oliveira, D.Sc.
Componente da Banca

Ana Figueiredo Maia, D.Sc.
Componente da Banca

Marcus Vinícius Teixeira Navarro, D.Sc.
Componente da Banca

Márcio Fontana, D.Sc.
Componente da Banca

Salvador, Bahia, Brasil.
Maio de 2009

Dedicatória

Dedico este trabalho, à minha família, em particular minha mãe Jandira, meu pai Hamilton e meu irmão Leonardo, pelo constante e incondicional apoio por mais essa conquista alcançada.

Em memória a minha avó Honorata Santos de Melo, também incentivadora quando viva, que seus netos tinham que estudar muito para que fosse possível conquistar algo na vida.

Agradecimentos

Esta dissertação foi desenvolvida nos Laboratórios de Instrumentação Eletrônica (LIE) da UFBA, e no Laboratório de Física Radiológica (LAFIR) do IFBA.

Ao orientador Prof. Amauri, por ter aceitado o tema da dissertação, pela participação técnica em todo o desenvolvimento do projeto, pela didática em explicar, com toda a sua paciência, e mostrar com muita eficiência o caminho das soluções para os problemas encontrados no desenvolvimento da dissertação.

Ao também orientador, embora não tenha sido oficializado, Prof. Marcus Vinícius Teixeira Navarro pelo incentivo para realização do mestrado, pela sugestão do tema, por disponibilizar o laboratório (LAFIR) para os testes, pelo apoio técnico e incentivo em momentos difíceis durante o projeto.

Ao Núcleo de Tecnologia da Saúde (NTS) do IFBA pelo apoio dos professores que também integram esse grupo Prof. Handerson, Prof. Josemir, ex-alunos Malan e Valnilton pelo apoio técnico no desenvolvimento do trabalho.

A minha namorada e sua família pelo apoio e compreensão nas minhas justificadas faltas nos nossos encontros.

Aos alunos de iniciação científica do LIE pela companhia no laboratório durante o tempo de desenvolvimento da dissertação.

Aos alunos de iniciação científica do LAFIR (IFBA) pelo total apoio e incentivo durante o projeto.

Agradeço aos membros da banca Ana Maia e Márcio Fontana por terem aceitado e participado da banca de defesa da dissertação.

Por fim, meus agradecimentos à parte mais valiosa para que tudo isso possa acontecer, que é a minha família. Principalmente a meu irmão Leonardo, minha mãe Jandira e meu pai Hamilton, com o apoio irrestrito e incentivadores em minhas decisões, meu infinito agradecimento.

Resumo

Este trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um protótipo microprocessado capaz de medir a dose e tempo de exposição em equipamentos de radiodiagnóstico com o uso de sensores semicondutores comerciais. Os sensores avaliados foram dois fototransistores e um fotodiodo PIN de silício. Os ensaios para caracterização dos fotosensores foram feitos em um equipamento de radiodiagnóstico portátil acompanhado com um equipamento para referência das medidas de dose, tempo e tensão aplicada ao tubo (kV) necessárias para caracterizar o sensor. Para a caracterização, foi desenvolvido um circuito de condicionamento capaz de obter uma resposta a corrente de ionização do sensor, que associado a um osciloscópio e um microcomputador foi possível obter os valores da corrente em cada feixe de radiação. O fotodiodo SFH206F foi o que apresentou o melhor desempenho com um comportamento linear com a dose e aproximadamente quadrático com a tensão aplicada ao tubo (kV), qualificando como um sensor capaz de ser utilizado para aplicações de dosimetria em radiodiagnóstico. Foi utilizado um microcontrolador na etapa do processamento do sinal, programado para realizar medida de dose, do tempo de exposição e disponibilizar os dados em um display de cristal líquido (LCD). Os resultados alcançados indicam que é possível a construção de uma instrumentação capaz de medir dose e tempo de exposição. As curvas de calibração obtidas com o protótipo, quando comparado com o equipamento padrão calibrado tomado como referência para a medida, apresentaram um comportamento linear em relação a dose e ao tempo do feixe de raios X. Entretanto, as medidas de tempo, que influenciam diretamente na leitura da dose, não apresentaram uma boa reprodutibilidade, precisando assim de um melhoramento na composição do hardware e do sistema de processamento do sinal.

Palavras-Chave: Semicondutor, dosimetria, radiodiagnóstico.

Abstract

The objective of this work was developing a microprocessed prototype able to measure the dose and exposure time in Radiodiagnostic equipments using commercial semiconductor sensors. Two phototransistors and a silicon PIN photodiode were evaluated. The photosensor characterization tests were realized using a portable radiodiagnostic equipment allied to a standard equipment for dose, time and voltage applied in x-ray tube (kV) measurement necessary to characterize the sensor. To the characterization, a conditioning circuit able to obtain an ionization current answer of sensor was developed, this circuit combined with an oscilloscope and a microcomputer it was possible get current values in each radiation beam. The SFH206F photodiode showed the best performance presenting a linear behavior with dose and approximately quadratic for voltage applied in x-ray tube (kV), qualifying it as an able sensor to be used in dosimetry radiodiagnostic applications. Using a microcontroller in signal processing step, programmed to do dose measure, as well as exposure time measurement and provide the data in a Liquid Crystal Display (LCD). The achieved results showed that it is possible building a capable instrumentation to measure dose and exposure time. The calibration curves obtained with a prototype, when compared to calibrated standard equipment used as reference for measure, presented a linear behavior regarding dose and x-ray beam time. However, regarding time measurement that directly influence reading of the dose, has not had a good reproduction of the reading, thus needing a hardware improvement and an adjustment in signal system processing.

Keywords: Semiconductor, dosimetry, radiodiagnostic.

Lista de Figuras

Figura 2.1:Diagrama esquemático do detector e a eletrônica	8
Figura 2.2: Diagrama esquemático de uma câmara de ionização cilíndrica associada a um eletrômetro	9
Figura 2.3: Regiões de operação para detectores a gás.....	10
Figura 2.4:Diagrama básico de uma câmara de ionização de medida direta.	12
Figura 2.5:Representação gráfica da corrente gerada na câmara de ionização operando no modo de medida direta de corrente.....	13
Figura 2.6: Diagrama esquemático de uma câmara de ionização do tipo placa paralela	14
Figura 2.7: Diagrama básico de uma câmara de ionização utilizada em medida de pulsos	15
Figura 2.8: Espessuras da zona de depleção sem polarização e com polarização reversa.	18
Figura 2.9: Diagrama esquemático do diodo PIN.....	20
Figura 2.10: (A) Representa a forma de onda ideal na saída do tubo de raios-x, (B) Aproximação de uma forma de onda real na saída do tubo de raios-x.	23
Figura 2.11: Representação gráfica do ponto de 75% do pico do sinal para medir o tempo de exposição	24
Figura 3.1: Fluxo geral das etapas de desenvolvimento do protótipo	25
Figura 3.2: Imagens dos fotosensores escolhidos para caracterização	26
Figura 3.3: Arranjo do encapsulamento do fotodiodo.....	27
Figura 3.4: Circuito básico de polarização e aquisição do sinal	28
Figura 3.5: Primeiros sinais obtidos com o Fotodiodo, irradiação com 90 kV, 100 mA e 100 ms	29
Figura 3.6: Diagrama esquemático do sensor associado ao circuito de	30
Figura 3.7: Sinal do sensor com o estágio do amplificador passa baixa e a identificação de um ruído de fundo de 60 Hz.	32

Figura 3.8: Diagrama esquemático do Filtro Twin Tee Notch para 60 Hz	34
Figura 3.9: Comparação dos sinais no Canal 1 sinal com o ruído 60 Hz e o Canal 2 com o sinal V_s após o filtro Notch com o sensor irradiado com 90 kV, 100mA, 100ms	35
Figura 3.10: Reconstituição do sinal do sensor no Matlab	36
Figura 3.11: Diagrama do arranjo esquemático para obter as curvas de calibração do sensor	38
Figura 3.12: Curva de tensão integrada do sensor e a dose do equipamento de referência $y = 0,01959x - 0,008334$ e $R^2 = 0,9931$ (Coeficiente de Correlação)	38
Figura 3.13: Curva de tensão integrada do sensor e a dose do equipamento de referência $y = 0,0213x - 0,01713$ e $R^2 = 0,9929$ (Coeficiente de Correlação)	39
Figura 3.14: Curva de tensão integrada do sensor e a dose do equipamento de referência $y = 0,01959x - 0,008334$ e $R^2 = 0,9988$ (Coeficiente de Correlação)	39
Figura 3.15: Curva de tensão integrada do sensor e a variação do kV $y = 1,323e-005 x^2 - 0,0007355 x + 0,01068$ e $R^2 = 0,9861$ (Coeficiente de Correlação)	40
Figura 3.16: Curva de tensão integrada do sensor e a variação do kV $y = 1.654e-005 x^2 - 0.0004006 x - 0.009364$ e $R^2 = 0,9973$ (Coeficiente de Correlação)	41
Figura 3.17: Curva de tensão integrada do sensor e a variação do kV $y = 1.256e-005 x^2 - 0.0005147 x - 0.04666$ e $R^2 = 0,9985$ (Coeficiente de Correlação)	41
Figura 3.18: Curva entre tensão integrada do sensor e a variação da corrente do tubo para os valores de 100 mA, 177 mA e 213 mA.	42
Figura 3.19: Representação gráfica da digitalização do sinal do sensor e o cálculo da integral $\sum_{n=0}^{n=\infty} A_n \times T_a \cong \int Sinal \, dt$	46
Figura 3.20: Gráfico exemplificando a forma de aquisição do tempo de exposição, $Timer1(b)-Timer1(a)=Tempo \, de \, exposição \, (ms)$	47
Figura 3.21: Imagem do LCD do protótipo com a visualização da dose, tempo e.....	48
Figura 3.22: Imagem do LCD do protótipo com a visualização da dose medida, tempo medido, o tipo de corrente do tubo selecionado e valor da integração do sinal	49
Figura 3.23: Imagem do protótipo conectado ao sensor	49
Figura 4.1: Curva de calibração da dose com os dados da Tabela 4.1.....	55
Figura 4.2: Curva de calibração da dose com os dados da Tabela 4.2.....	55

Figura 4.3: Curva de calibração do tempo de exposição com os dados das Tabelas 4.3 e 4.4	56
Figura 4.4: Técnica para estimação do tempo de exposição do protótipo	58

Lista de Tabelas

Tabela 4.1: Valores de dose obtidos com o protótipo e o equipamento de referência utilizando corrente do tubo de 100 mA e tempo de 100 ms fixos, tensão aplicada ao tubo variando de 60 a 90 kV.....51

Tabela 4.2: Valores de dose obtidos com o protótipo e o equipamento de referência utilizando corrente do tubo de 177 mA e tempo de 100 ms fixos, tensão aplicada ao tubo variando de 60 a 90 kV.....52

Tabela 4.3: Valores de tempo medido com o equipamento de controle.....53

Tabela 4.4: Valores de tempo medido com o protótipo desenvolvido54

Lista de Símbolos e Abreviaturas

- PIN – Positive Intrinsic Negative
- kV - Tensão do tubo de raios X
- LCD - Display de Cristal Líquido
- OMS - Organização Mundial da Saúde
- CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear
- ICRP - International Commission on Radiological Protection (Comissão Internacional de Proteção Radiológica)
- SS – Secretaria de Saúde
- MS – Ministério da Saúde
- PGQ - Programa de Garantia de Qualidade
- IEC - International Electrotechnical Commission (Comissão Internacional de Eletrotécnica)
- CRCN - Centro Regional de Ciências Nucleares
- kVp – Tensão de pico do tubo de raios X
- SI – Sistema Internacional
- R – Resistência
- C – Capacitância da Câmara
- TLD - Dosímetros Termoluminescentes
- V_{CE} - Tensão de Coletor – Emissor
- V_B - Tensão de base do fototransistor
- I_s – Fotocorrente gerada pelo Sensor
- I_C - Corrente que passa pelo capacitor
- C_r – Capacitor do circuito de condicionamento
- I_R - Corrente que passa pelo resistor
- R_r – Resistor do circuito de condicionamento
- V_0 - tensão integrada do sensor
- Q_s - Carga produzida pelo sensor
- k- constante de Boltzman
- T - Temperatura absoluta
- Δf - Faixa de passagem em frequência
- I_S - Corrente de saturação
- DFS - Distância Fonte Sensor
- V_S – Sinal de tensão após o filtro notch

- RISC - Reduce Instruction Set Computer (Conjunto Reduzido de Instruções)
- SPP - Synchronous Serial Port (Porta Serial Síncrona)
- A /D – Conversor Analógico Digital
- EEPROM - Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory
- SPI - Serial Peripheral Interface (Interface Serial Periférica)
- I2C - Inter-Integrated Circuit (Circuito Inter-Integrado)
- AUSART - Addressable Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter
- A_n - Amplitude do Conversor Analógico Digital
- T_a - Tempo de Amostragem

Sumário

1	INTRODUÇÃO.....	1
2	DETECTORES E SENSORES DE RADIAÇÃO IONIZANTE UTILIZADOS EM RADIODIAGNÓSTICO	7
2.1	MEDIDORES DE DOSE	7
2.1.1	Detectores a Gás	8
2.1.1.1	Câmaras de ionização	12
2.1.2	Detectores Semicondutores	16
2.1.2.1	Propriedades dos detectores semicondutores.....	16
2.2	FORMA DE MEDIÇÃO DE TEMPO DE EXPOSIÇÃO.....	22
3	CONSTRUÇÃO DO PROTÓTIPO E METODOLOGIA DE PROCESSAMENTO DOS SINAIS	25
3.1	SELEÇÃO DO FOTOSENSOR COMERCIAL PARA APLICAÇÕES EM DETECÇÃO DE RADIAÇÃO IONIZANTE.....	26
3.2	VERIFICAÇÃO DA RESPOSTA DO SENSOR EXPOSTO À RADIAÇÃO.	27
3.2.1	Unidade geradora de raios X	28
3.2.2	Equipamento padrão para medidas de dose, tensão no tubo e tempo ..	28
3.2.3	Avaliação do fotodiodo	28
3.2.4	Avaliação dos Fototransistores	29
3.3	CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DO FOTODIODO	30
3.4	ADIÇÃO DO FILTRO ANALÓGICO NOTCH PARA MELHORAR A AQUISIÇÃO DO SINAL DO SENSOR	34
3.5	PROCESSAMENTO DO SINAL DO SENSOR.....	35
3.6	RESULTADOS ALCANÇADOS COM O PROCESSAMENTO NO MATLAB ...	37
3.7	CIRCUITO DE PROCESSAMENTO.....	42
3.7.1	Microcontrolador	43
3.7.2	Testes do conversor AD do Microcontrolador	44
3.7.3	Programa desenvolvido para o Microcontrolador	45

3.7.3.1	Cálculo da integral do sinal.....	46
3.7.3.2	Medição do tempo de exposição	46
3.8	MONTAGEM DO PROTÓTIPO	48
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	50
4.1	RESPOSTA EM FUNÇÃO DA DOSE.....	50
4.2	RESPOSTA EM FUNÇÃO DO TEMPO DE EXPOSIÇÃO.....	52
4.3	REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DOS RESULTADOS.....	54
4.4	DISCUSSÕES DOS RESULTADOS	56
5	CONCLUSÃO.....	59
	APÊNDICE A - CÓDIGO FONTE DO PROGRAMA COMENTADO	62
	APÊNDICE B - FLUXOGRAMA DO PROGRAMA.....	65
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	66

Capítulo 1

1 INTRODUÇÃO

Um dos avanços da medicina está associado ao desenvolvimento das técnicas de procedimento de diagnóstico por imagens. Com as técnicas de radiodiagnóstico, pode-se observar a estrutura anatômica interna de um organismo, com a imagem produzida por um feixe de raios X que o atravessa. O que torna esse procedimento possível é o fato dos raios X serem absorvidos de forma diferente em tecidos de densidades e composição química distintas. Esse avanço nas técnicas de diagnóstico por imagem se deve a descoberta de Röntgen no final do século XIX, permitindo uma evolução no tratamento das doenças, conferindo uma melhor qualidade de vida, e em muitos casos o prolongamento da mesma.

O objetivo do diagnóstico por imagem é a avaliação médica dos tecidos e funções orgânicas do corpo humano, normais ou anormais. Os atuais exames por radiações ionizantes procuram obter técnicas que proporcione melhor qualidade de imagem, redução dos custos, menor tempo de exposição à radiação, assim como a diminuição das doses.

Nessa intenção de obter melhor qualidade de imagem, reduções de dose, bem como redução dos custos dos serviços de radiodiagnóstico surgem os programas de garantia de qualidade. Um encontro de grande representatividade para discussão do tema sobre garantia de qualidade em radiodiagnóstico ocorreu em Neuherberg na Alemanha, em 1980, no qual a Organização Mundial da Saúde (OMS), em colaboração com o Instituto de Higiene das Radiações, da antiga República Federal da Alemanha promoveram uma conferência para estabelecer critérios e recomendações sólidas para aplicações de rotinas nos departamentos de radiodiagnóstico. A principal recomendação deste encontro foi a implantação de programas de garantia de qualidade em radiodiagnóstico tendo como principais objetivos: a melhoria do radiodiagnóstico; a diminuição dos custos e a redução das doses de radiação [1, 2].

No Brasil, a preocupação com a segurança e a qualidade na radiologia ficou praticamente esquecida até o acidente de Goiânia, em 1988, que é considerado o maior acidente radiológico do mundo. Após o acidente de Goiânia, a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), publicou diversas normas nacionais, regulamentando a radioproteção, com base nas recomendações internacionais da ICRP- *International Commission on Radiological Protection*, bem como o Conselho Nacional de Saúde publicou a Resolução nº 6, de 21/12/88 [3]. Contudo, as normas não estabeleceram critérios ou programas de garantia de qualidade em radiologia, resumindo-se à proteção radiológica de trabalhadores e indivíduos do público.

A primeira legislação regulamentando a obrigatoriedade de programas de garantia de qualidade em radiodiagnóstico surge em São Paulo, em 1994, através da Portaria Estadual SS 625/94 [4]. Finalmente, em 01 de junho de 1998, quase 20 anos após a reunião de Neuherberg, a antiga Secretaria de Vigilância Sanitária, do Ministério da Saúde, publicou a Portaria Federal MS 453/98 que “Aprova o Regulamento Técnico que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, dispõe sobre o uso dos raios X diagnósticos em todo território nacional e dá outras providências” [5]. Na prática, a Portaria MS 453/98 estabelece e regulamenta a obrigatoriedade da implantação de programas de garantia de qualidade nos serviços de radiodiagnóstico.

O Programa de Garantia de Qualidade é um conjunto de instruções detalhadas para se realizar ações de garantia de qualidade para cada componente do equipamento, sistemas de equipamentos ou instalações, incluindo elementos de gestão da qualidade e técnicas de controle de qualidade. O Controle de Qualidade é composto de técnicas operacionais e atividades que são utilizadas para atender as exigências de qualidade. Além disso, é parte importante do PGQ e devem ter periodicidade adequada, de acordo com os intervalos estabelecidos na Portaria 453/98.

Os programas de controle de qualidade devem realizar avaliações específicas no equipamento garantindo a minimização dos riscos e a maximização dos benefícios na utilização dos equipamentos de raios X diagnósticos.

Para a realização dos testes de controle de qualidade, em radiodiagnóstico, os equipamentos utilizados para medir dose da radiação, taxa de dose, tempo de exposição, número de pulsos e tensão de pico são de importância fundamental.

A dose e o tempo de exposição são parâmetros a serem avaliados no programa de controle de qualidade que é previsto pela Portaria 453/98. A referida Portaria encontra-se em implantação em todo Brasil, fortalecendo assim a necessidade de desenvolvimento de equipamentos e dispositivos voltados ao controle de qualidade em radiodiagnóstico.

Alguns trabalhos apresentaram aplicações de fotosensores comerciais com caracterizações dos sensores em feixe de raios X diagnóstico, para medir alguns parâmetros nos equipamentos de radiodiagnóstico, tais como dose, tempo de exposição, medição da tensão aplicada ao tubo de raios X (kV) e da camada semi-redutora.

Barbosa et al. [6] trazem um estudo de desempenho de três tipos de fotodiodos comerciais, um da Siemens e dois da Hamamatsu baseado na IEC 731-1982, aplicados na medição de dose como alternativa em substituição as câmaras de ionização, que são de alto custo e apresentam problemas de desempenho como valores significativos de corrente de fuga devido a variações de temperatura e umidade nos ambientes de utilização.

Santos et al. [7] também apresentam caracterizações de fototransistores comerciais que podem ser utilizados para avaliar dose em feixes de raios X na faixa de radiodiagnóstico de 60 a 120 kV, mostrando a possibilidade de utilização de algum dos sensores avaliados para o desenvolvimento de instrumentação para aplicação em radiodiagnóstico.

Batista [8] caracteriza quatro fotodiodos comerciais de Si em feixes mamográficos procurando avaliar a reprodutibilidade e estabilidade da resposta, bem como a dependência energética e a variação com a dose.

Rego [9] apresenta utilização de fototransistor bipolar de junção comerciais na tentativa de avaliar o espectro de energia de fótons produzidos por aparelhos de raios X operando na faixa de radiodiagnóstico.

Barlett [10] estudou a utilização de detectores de estado sólido para dosimetria pessoal, mostrando as vantagens de sensores semicondutores que podem ser construídos em microcircuitos e apresentam baixo custo.

Santos et al. [11] apresentam um arranjo experimental com que foram utilizados dois fototransistores comerciais associados a um eletrômetro de desenvolvimento próprio para tentar avaliar a dose em um feixe de raios X na faixa de radiodiagnóstico, sendo mais uma utilização de sensores comerciais para estimação de dose em equipamentos de radiodiagnóstico.

Santos [12] e Neto et al. [13] descrevem iniciativas de produção tecnológica de medidores de tempo em equipamentos de raios X mostrando a viabilidade de construção de equipamentos para o controle de qualidade em radiodiagnóstico.

Santos et al [12] construíram um cronômetro de tempo de exposição de raios X diagnóstico utilizando fototransistor. O cronômetro, nomeado de Cronox, foi desenvolvido para ser incluído em um kit de monitoração de parâmetros de controle de qualidade, em radiologia odontológica, produzido pelo Centro Regional de Ciências Nucleares (CRCN).

Neto et al. [13], também trazem em seu artigo um sistema de medida de tempo de exposição de raios X odontológico, aludido de EMTX (Equipamento medidor de tempo de exposição para monitoração de aparelhos de raios X). Esse sistema de medida foi desenvolvido para ser incorporado a um dosímetro portátil, o qual funciona na forma de cartão postal para a avaliação de exposições em Radiologia Oral desenvolvido pelo CRCN (Centro Regional de Ciências Nucleares) .

Batista [14], Silva et al. [15] e Onusic [16] também apresentam algumas tendências de desenvolvimento de instrumentações a partir de fotosensores comerciais para medir parâmetros importantes que são estabelecidos pela Portaria 453/98 no controle de qualidade em equipamento de radiodiagnóstico.

Batista [14] apresenta o desenvolvimento de um instrumento para avaliação tempo de irradiação, o kerma no ar incidente na pele e o valor da tensão aplicada ao tubo de raios X de um equipamento de mamografia pelo método não invasivo. A instrumentação desenvolvida que mede vários

parâmetros do equipamento de mamografia apresenta a utilização de fotodiodos comerciais como sensores.

Silva et al. [15] trazem mais uma aplicação de fotosensores comerciais para medição do potencial de aceleração dos elétrons (kVp) aplicados a tubos de raios X. Os sensores utilizados foram fotodiodos PIN dos fabricantes Hamamatsu e Siemens.

Na construção do protótipo desenvolvido por Onusic [16] para determinação de camada semi-redutora, foi utilizado um fotoresistor associado a uma camada de antraceno (cristais quebradiços que foram moídos até atingirem o pó) aplicados na superfície para tornar sensível o fotoresistor, já que na tentativa de uma aplicação direta no feixe de raios X se mostrou insensível. Portanto, é mais uma alternativa de construção de uma instrumentação associada a um sensor semiconductor comercial para medição de um parâmetro de um equipamento de radiodiagnóstico.

A maioria dos trabalhos apresentados se restringiu a caracterização dos sensores em relação a um parâmetro do equipamento de raios X, não apresentaram um bloco de processamento capaz de estimar e visualizar o valor do parâmetro medido do sinal, bem como não mediram mais de um parâmetro simultaneamente com apenas um sensor semiconductor na detecção em feixes de raios X convencional. Os estudos que desenvolveram um modelo de instrumentação não mediram a dose e o tempo de exposição associado a raios X convencional, foram apenas casos isolados de medição de tempo exposição.

Portanto, a proposta deste trabalho é o desenvolvimento de um protótipo capaz de medir a dose e o tempo de exposição de um equipamento de radiodiagnóstico convencional, baseado em apenas um sensor semiconductor comercial e de baixo custo na detecção, utilizando um microcontrolador para o processamento do sinal e um display em LCD para visualização dados.

Vale salientar, que o Brasil não produz a maioria dos medidores para os testes de controle de qualidade em radiodiagnóstico. Este é um dos fatores que dificulta a implantação de programas de garantia de qualidade em radiodiagnóstico, devido aos altos custos dos equipamentos importados, chegando, um sistema completo, a custar U\$ 30.000,00. Assim, a construção de uma tecnologia nacional e de baixo custo facilitará ao acesso á esta tecnologia,

aos órgãos governamentais, bem como aos hospitais, supervisores de radioproteção e os profissionais prestadores de serviços de manutenção que necessitarão do referido medidor.

Nos próximos quatro capítulos são apresentados o desenvolvimento do trabalho. A seguir é apresentado um resumo dos capítulos.

No Capítulo 2 são apresentados os fundamentos físicos utilizados pelos principais detectores de radiação que são as câmaras de ionização e os sensores de estado sólido. São apresentadas as vantagens de utilização dos sensores de estado sólido, em particular o fotodiodo PIN nas aplicações de detecção em feixes de radiodiagnóstico.

No Capítulo 3 é descrita toda a metodologia de desenvolvimento do protótipo para medir dose e tempo de exposição em feixes de radiodiagnóstico. As principais etapas são descritas como a descoberta do sensor sensível a faixa de radiodiagnóstico, arranjo experimental para caracterização do sensor, resposta do sensor a dose, tempo de exposição e variação da tensão no tubo (kV), bem como o hardware desenvolvido para o processamento de sinal e visualização dos resultados de dose e tempo de exposição.

No Capítulo 4 são apresentados os resultados alcançados e discussões do protótipo desenvolvido, assim como as limitações que o sistema apresenta.

No Capítulo 5 conclui-se o trabalho apresentado as contribuições alcançadas e são apresentadas algumas propostas para trabalhos futuros.

Capítulo 2

2 DETECTORES E SENSORES DE RADIAÇÃO IONIZANTE UTILIZADOS EM RADIODIAGNÓSTICO

O avanço da eletrônica trouxe a possibilidade de medir grandezas físicas, utilizando sensores ou detectores para transformar as grandezas avaliadas em corrente elétrica. Nas medições de dose e tempo de exposição realizada no controle de qualidade em radiodiagnóstico, os sensores capazes de transformar as interações da radiação ionizante em sinal elétrico são de fundamental importância. Nessa área, diversos tipos de sensores, tanto sólidos como gasosos, têm sido utilizados através dos anos.

Neste capítulo, serão apresentados os sensores e detectores mais utilizados na radiologia diagnóstica e os respectivos princípios de operação dos medidores eletrônicos destinados a medida de dose e tempo de exposição.

2.1 MEDIDORES DE DOSE

Os medidores de radiação podem ser capazes de medir exposição ou dose absorvida pelo paciente. A exposição é uma grandeza definida somente para raios X e raios gama, e é usada para medir a quantidade de carga elétrica produzida pela ionização do ar, por unidade de massa [17]. A unidade da exposição no SI é o coulomb por quilograma (C/kg) em substituição da unidade antiga Röntgen (R), mas a relação entre as duas é definida por:

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} C / kg$$

Um outro efeito da interação da radiação com a matéria é a transferência de energia. A Dose absorvida é definida a partir da relação entre energia absorvida e a massa do material atingido, ou seja, é uma medida da quantidade de energia depositada pela radiação na matéria por unidade de massa, no SI é o Joule por quilograma (J/kg), que é nomeada de Gray (Gy).

Os medidores de exposição e dose são usados em radiodiagnóstico para avaliar o desempenho do equipamento de raios X, assim como, o nível de exposição

que o operador e o paciente ficaram submetidos na realização do exame. Os referidos medidores podem ter como elemento sensor um volume de gás ou elemento de estado sólido. Os sensores de estado sólido, em sua maioria, são compostos de elemento semicondutor, os mais utilizados são o silício e o germânio. Já os detectores a gás, mais antigos e de simples construção, são as câmaras de ionização.

A passagem da radiação ionizante no volume sensor resulta em uma dissipação de energia. A energia depositada é responsável pela geração de íons que são atraídos pelos contatos externos, anodo e catodo, produzindo uma corrente no circuito externo como apresenta a Figura 2.1. Os pulsos elétricos produzidos durante a radiação do sensor, quando associado a um eletrômetro, é possível associar a resposta em valores de escala, medidas de taxa ou registro de contagem de acordo com a Figura 2.1.

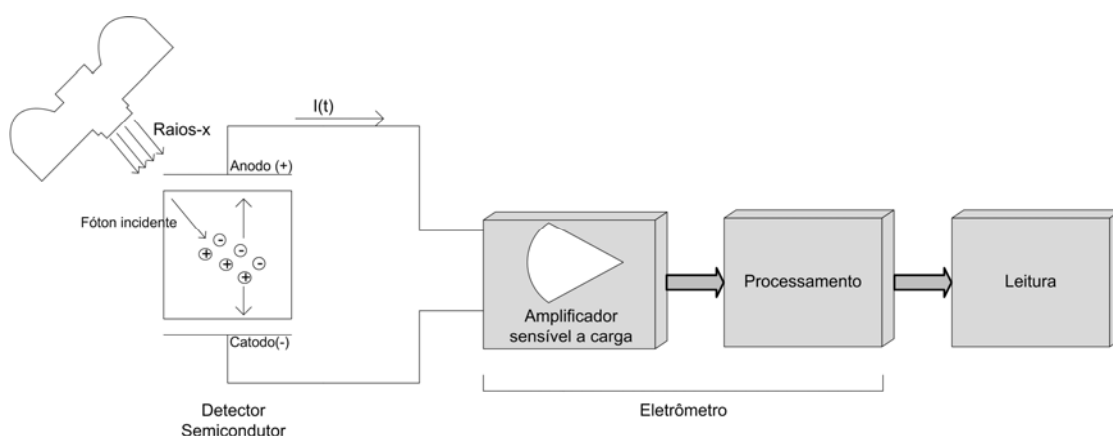


Figura 2.1: Diagrama esquemático do detector e a eletrônica

2.1.1 Detectores a Gás

- Uso dos gases na detecção

Os detectores a gás são os antecessores de todos os instrumentos modernos medidores de radiação. Apresentam baixo custo, são robustos e possuem diferentes tamanhos e formas (cilíndrica, esférica ou planar) de produção [18].

A teoria básica do princípio de operação dos detectores a gás baseia-se na interação da radiação com os gases que provoca ionização dos seus átomos.

Durante o processo de ionização do gás são formados pares de elétron-íon que são separados pela tensão aplicada a câmara de ionização como está representado na Figura 2.2. A coleta dos elétrons e íons positivos formados no volume do detector gera uma corrente capaz de ser coletada e tratada eletronicamente pelo eletrômetro para leitura da medida da radiação incidente no sensor.

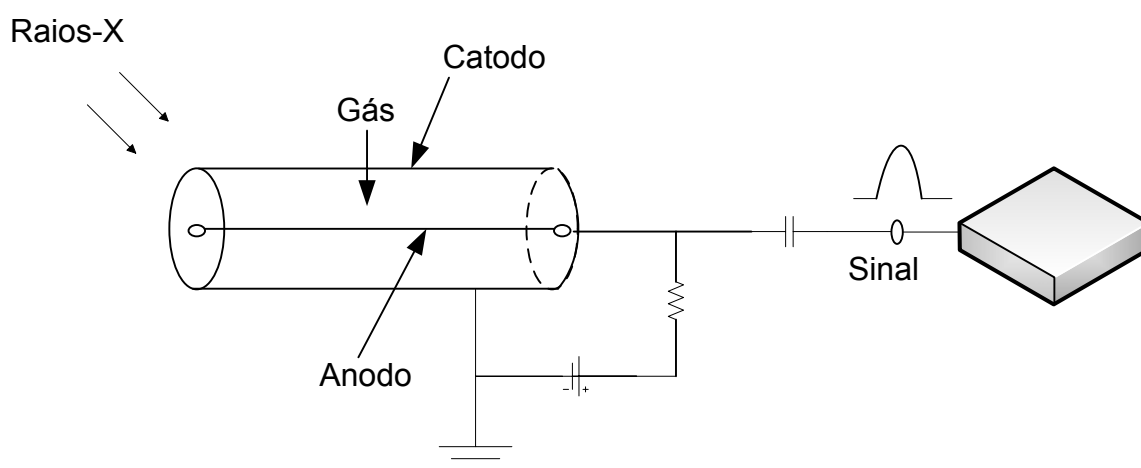


Figura 2.2: Diagrama esquemático de uma câmara de ionização cilíndrica associada a um eletrômetro

A amplitude do sinal gerado pelo volume de gás submetido à radiação tem relação direta com a variação da tensão aplicada. Assim para efeito de estudo é possível dividir em seis regiões a variação do campo elétrico decorrente da tensão aplicada pelas características de carga gerada e coletada como representado na Figura 2.3. Portanto, serão discutidos os diferentes funcionamentos dos detectores a gás nas regiões apresentadas pelo gráfico e o ponto de interesse do nosso estudo será a região de saturação iônica que caracteriza a área de atuação das câmaras de ionização.

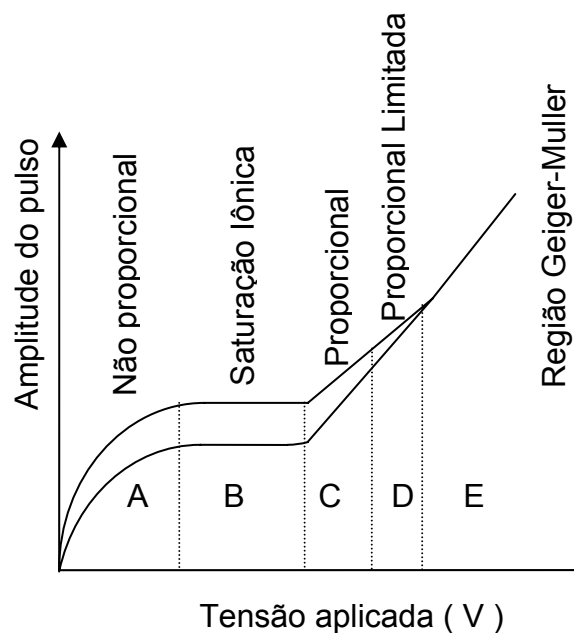


Figura 2.3: Regiões de operação para detectores a gás

- Região não proporcional (A)

Essa região apresenta pequenos valores de tensão, a velocidade dos pares de íons gerados é também pequena o que possibilita a ocorrência de recombinação e apenas parte da carga gerada é coletada. A região de recombinação apresenta uma falta de proporcionalidade entre a amplitude do pulso gerado com a quantidade ou energia da radiação incidente [19]. Os instrumentos, geralmente, não usam os detectores nessa região de operação [20].

- Região de saturação iônica (B)

À medida que a intensidade do campo elétrico aumenta, a taxa de recombinação diminui e alcança-se uma região de saturação onde todos os pares de íons produzidos são coletados [21]. Esta é a região de operação dos detectores denominados de câmara de ionização.

- Região Proporcional (C)

Nessa região, os elétrons livres são capazes de alcançar energia cinética superior a energia de ligação dos elétrons mais afastadas do núcleo. Por isso, eles são capazes de gerar novas ionizações que provocam uma multiplicação dos íons no gás. A multiplicação é linearmente proporcional ao número de pares de íons gerados pela radiação incidente. A referida região é conhecida como região de proporcionalidade verdadeira, pois é nessa região que operam os detectores proporcionais [19].

- Região de proporcionalidade limitada (D)

Diante de mais um incremento da tensão aplicada alcança a região de proporcionalidade limitada, a multiplicação do gás passa a sofrer efeitos não lineares, causando a perda da relação de proporcionalidade com o número de pares de íons gerados inicialmente [19]. Ocorre um atraso na coleta dos íons positivos que se movem mais lentamente, enquanto os elétrons criados pela multiplicação são coletados mais rapidamente. É possível verificar nessa região uma nuvem de íons positivos próximo ao catodo ocasionando uma variação no campo elétrico do detector. Como qualquer multiplicação posterior é dependente do valor do campo elétrico, a proporcionalidade deixa de existir. Esses efeitos caracterizam uma região de proporcionalidade limitada em que a amplitude do pulso ainda aumenta com um acréscimo dos pares de íons gerados, mas não mantém a relação de proporcionalidade.

- Região de Geiger-Muller (E)

Na região de Geiger Muller o número de pares de íons positivos cresce bastante e a perturbação no campo elétrico, já evidenciada na fase de proporcionalidade limitada, é capaz de interromper o processo de multiplicação. Nesse caso, o número de pares de íons criados passará a ser a mesma, independentemente da energia da radiação incidente [19], tornando assim um sistema apenas capaz de perceber a presença da radiação sem possuir a capacidade de distinguir a energia a qual está submetido o elemento sensor.

2.1.1.1 Câmaras de ionização

As câmaras de ionização têm sido amplamente utilizadas nas rotinas de dosimetria em radioterapia e radiologia diagnóstica. As câmaras de ionização operam na região de saturação de íons, que para cada par de íons gerado pela radiação no interior do volume do sensor gasoso, um sinal é coletado. Este tipo de câmara é o mais simples dos detectores a gás já existentes, uma vez que se baseia na simples coleta, sem multiplicação de pares de íons produzidos na interação primária da radiação com o gás [21].

O modo de operação das câmaras de ionização divide-se em dois tipos: as câmaras de medida direta de corrente e as câmara de medida de pulsos.

A câmara de ionização, ao operar no modo de medida direta de corrente, mede a corrente média produzida pelo volume sensível do detector. O volume do gás quando submetido ao feixe de radiação ionizante em regime estacionário produz uma taxa constante na formação de pares de íons. Nesse modo de operação, toda a carga gerada no detector é eficientemente coletada e representa uma medição exata da taxa de pares de íons formados dentro do volume, como ilustra a Figura 2.4.

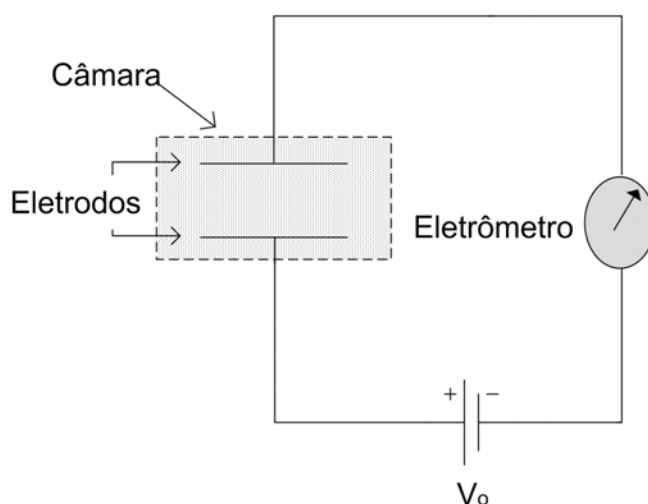


Figura 2.4: Diagrama básico de uma câmara de ionização de medida direta.

No estado de equilíbrio, o gás, que neste caso é o ar, encontra-se entre duas placas submetidas a uma tensão externa e após a incidência da radiação, a corrente que circula no circuito externo será equivalente a corrente coletada pelos eletrodos

da câmara durante a ionização do ar. O eletrômetro no diagrama da Figura 2.4 é o componente capaz de integrar toda a corrente de ionização produzida pela câmara.

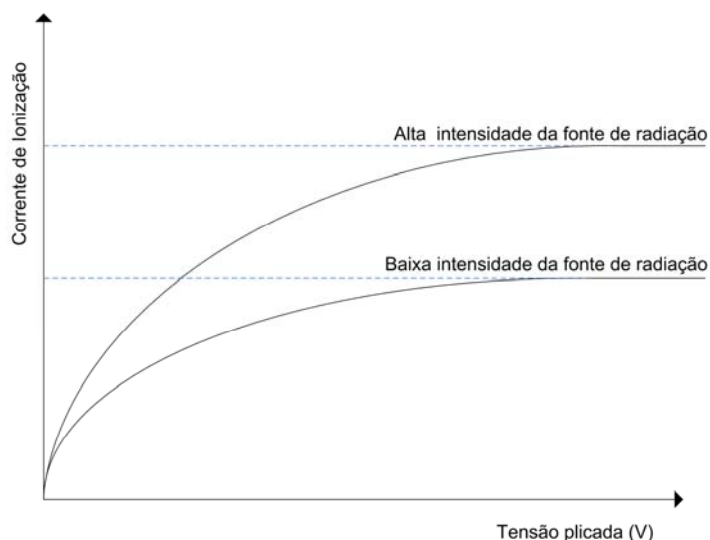


Figura 2.5: Representação gráfica da corrente gerada na câmara de ionização operando no modo de medida direta de corrente

Na Figura 2.5, é possível observar um fator importante desse modo de operação que é a capacidade de distinção da energia incidente na câmara na região de saturação. É nessa faixa que as câmaras são utilizadas. O sensor produz uma amplitude do sinal de corrente correspondente a energia a qual está submetido, portanto sendo capaz de distinguir a energia e proporcionar a medição de exposição (C/kg) ou a dose (Gy) da radiação incidente no sensor.

O modo de medida direta de corrente ou modo DC de operação da câmara é utilizado para medição de radiação de grande intensidade, bem como para medições de baixas taxas de exposição sendo particularmente adequado para medição total da energia depositada sobre o sensor quando exposto a radiação ionizante [22].

Esse modo de operação é o mais utilizado pelas instrumentações que possuem câmaras de ionização para medições de dose na radiologia diagnóstica. O gás utilizado como volume sensível é o ar e consequentemente essa massa de ar dentro do volume da câmara sofre as variações ambientais de temperatura, pressão e umidade do ar.

A câmara mais comum nas práticas de medições de dose em radiodiagnóstico é a câmara de placas paralelas [23] como representa a Figura 2.6. Na Figura 2.6 observa-se que a câmara é composta de três eletrodos um coletor, um de proteção

e o de terra. O eletrodo coletor entrega a corrente gerada durante a ionização para um registro através de um dispositivo externo. O dispositivo que registra essa corrente é um eletrômetro que mantém uma tensão constante entre o eletrodo de proteção e o eletrodo coletor e integra toda a corrente gerada internamente na câmara. O eletrodo de proteção mantém a uniformidade do campo elétrico aplicado entre as placas e elimina sinais de origem da radiação espalhada [23].

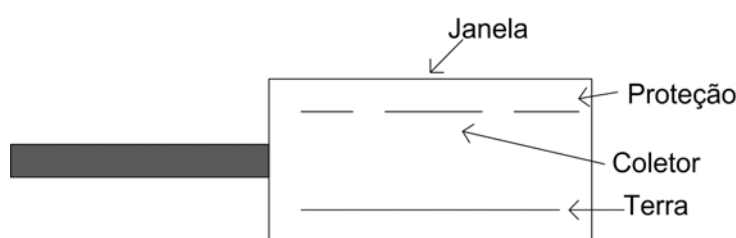


Figura 2.6: Diagrama esquemático de uma câmara de ionização do tipo placa paralela

A ionização ocorre no volume de ar contido dentro da câmara que gera íons positivos e elétrons. Normalmente, os elétrons produzidos com a ionização são atraídos pelo eletrodo coletor, que possui polaridade positiva aplicada pela fonte de tensão externa, assim atraindo as cargas negativas quando se medem fótons [23]. Os valores das leituras das exposições podem ser dados em Röntgens (R) ou em unidades de gray (Gy) [23].

Nas câmaras que operam no modo de medida de pulsos, as partículas (alfa, fragmento de fissão e qualquer outro tipo de íon pesado) interagem com o gás e provocam o aparecimento de um pulso de tensão distinto com amplitude proporcional ao número de interações produzidas.

Após o tratamento dos pulsos produzidos, é possível obter o número de partículas que interagiram com o volume sensível da câmara, assim como a energia, desde que as partículas percam toda sua energia no interior da câmara. A Figura 2.7 representa o diagrama básico da câmara operando em medida de pulsos.

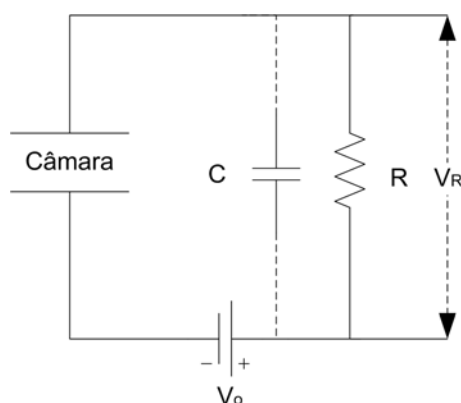


Figura 2.7: Diagrama básico de uma câmara de ionização utilizada em medida de pulsos

Quando uma partícula ionizante penetra na câmara, produz pares de íons que passam a se deslocar devido a presença de um campo elétrico. O movimento dos íons induz uma carga sobre os eletrodos, diminuindo o valor da diferença de potencial entre eles, provocando o aparecimento de uma queda de tensão sobre R. Quando todas as cargas são coletadas, o pulso atinge sua amplitude máxima e a tensão em R tende a retornar ao estado de equilíbrio. Este processo é governado pela constante de tempo RC do circuito externo, onde C é a capacitância da câmara.

As câmaras de ionização apresentam algumas limitações em suas aplicações para medições de radiação ionizante. Segundo Barthe [24], existe uma desvantagem no uso das câmaras que é a sensibilidade de 18000 vezes inferior quando comparadas com sensor semicondutor de mesmo volume. O baixo poder de absorção da energia das câmaras na faixa de diagnóstico médico traz como consequência um baixo poder de resolução, sendo uma desvantagem no uso do sensor de volume sensível gasoso [25]. Ramanathan [26] acrescenta que as características de baixo tempo de resposta a radiação, a grande dimensão física e susceptibilidade a variações ambientais, característica também observada por Barbosa [6], são limitações no uso de instrumentação que utilizam câmaras de ionização nas medições de parâmetros da radiação ionizante. Vale salientar, que diante da vulnerabilidade com a variação das condições ambientais, essas câmaras trazem um problema de geração de corrente de fuga observada por Barbosa [6]. Portanto, para um bom funcionamento das câmaras, é necessário submeter a um acondicionamento constante para o controle de temperatura e umidade.

2.1.2 Detectores Semicondutores

A evolução tecnológica da eletrônica do estado sólido e dos sistemas de processamento de sinais permitiram a produção de equipamentos portáteis com grande avanço tecnológico com o emprego de sensores semicondutores na dosimetria de raios X [27].

Segundo Knoll [28] e Middelhoek [29], equipamentos que empregam semicondutores como base na detecção apenas os tornaram viáveis em meados de 1960. Inicialmente foram chamados de cristais contadores, mas os detectores modernos estão sendo caracterizados como detector de semicondutor de diodo ou simplesmente detector de estado sólido.

Nas medições instantâneas de dose em pacientes são empregados pequenos dosímetros que são compostos de sensores semicondutores, materiais cintiladores ou Dosímetros Termoluminescentes (TLD). Os semicondutores e cintiladores apresentam respostas imediatas após as medições, já os TLDs trazem um inconveniente de uma leitura de dose posterior em um equipamento separado [23]

2.1.2.1 Propriedades dos detectores semicondutores

- Junção diodo p-n

Os detectores semicondutores, mais especificamente os diodos, são formados por uma junção PN, que é a região de junção entre dois tipos de materiais semicondutores um tipo P e outro tipo N. A região tipo-p do semicondutor apresenta em sua composição um excesso de lacunas, enquanto na região tipo-n possui excesso de elétrons. As regiões são formadas pela adição de impurezas, as doadoras (tipo n) e as receptoras (tipo p).

- Região de depleção

As diferenças de densidade de carga elétrica entre as duas regiões promovem inicialmente movimentos das cargas negativas para a região p e as lacunas em sentido contrário. Durante o processo de difusão de cargas os elétrons podem se recombinar com as lacunas formando uma ligação covalente.

O resultado do deslocamento das cargas é a criação de uma região com carga líquida negativa na região p e uma carga líquida positiva na região n, evitando novos movimentos e criando um equilíbrio dinâmico na região, embora com um desequilíbrio de carga. A região onde existe o desequilíbrio de carga é denominada de região de depleção, região de carga espacial ou região de transição. Nessa camada de depleção não existe a presença de cargas móveis é uma região desprovida de cargas livres. Nesta região, as cargas formadas pela interação com a radiação são rápidas e coletadas eficientemente, sendo esse o volume ativo do sensor semiconductor [19].

Conforme Knoll [28], a região de depleção após a passagem da radiação é a responsável pela geração de pares íons e lacunas que são atraídos pelos respectivos eletrodos e responsável pela geração da corrente elétrica do detector. A corrente gerada posteriormente pode ser facilmente coletada por um pré-amplificador sensível a carga e processada para visualização da medição.

-Polarização Reversa

A polarização reversa de um semiconductor ocorre quando se aplica a polaridade positiva ao semiconductor tipo n e a polaridade negativa ao semiconductor tipo p, como representa a Figura 2.8. Ao se realizar esse tipo de polarização em uma junção p-n, aumenta-se a zona de depleção do semiconductor, como se observa na Figura 2.8, a zona de depleção é expandida, portanto aumentando o volume sensível do detector. Em geral, esse tipo de polarização dos semicondutores é o indicado para aplicações de medições de dose em radiologia diagnóstica.

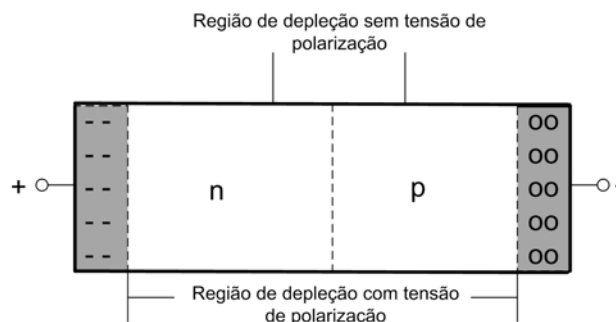


Figura 2.8: Espessuras da zona de depleção sem polarização e com polarização reversa.

Nas aplicações da junção PN como detector de radiação, se faz necessário um aumento da região de depleção, assim favorecendo o aumento da área de detecção do semiconductor possibilitando um incremento da sensibilidade na detecção da radiação ionizante. No uso da polarização reversa, observa-se um fator importante, que é a capacidade de minimizar a circulação da corrente térmica gerada com a variação da temperatura através do diodo.

- Interação da radiação com o semiconductor

A passagem da radiação ionizante por um material semiconductor provoca a criação de pares de elétrons-lacunas ao longo da trajetória da passagem dos raios X. Após a geração dos íons, eles são coletados pelo campo elétrico aplicado ao semiconductor por uma fonte de tensão externa.

As vantagens dos sensores semicondutores sensíveis a radiação são diversas em comparação com as câmaras de ionização como são descritas a seguir conforme Lutz [27] :

1- A energia média para a criação do par elétron-lacuna (3,6 eV) é uma energia muito pequena quando comparada com a energia necessária para a ionização dos gases (30 eV).

2- Os semicondutores apresentam uma alta densidade ($2,33\text{g/cm}^3$) possibilitando a construção de detectores extremamente finos que ainda é capaz de produzir sinal suficiente para ser medido.

3- Um aspecto completamente inexistente nos detectores a gás é a possibilidade de criação de um espaço fixo de cargas pela dopagem do cristal.

Deste modo, podem-se criar configurações sofisticadas sem obstruir o movimento do sinal elétrico gerado. Essa condição, permite a criação de estruturas de detectores com novas propriedades, que não possui comparação em detectores a gás.

4- O sensor de semicondutor e o equipamento podem ser integrados, assim evita a capacitância parasita, diminui a presença de ruído e melhora a velocidade de resposta dos detectores.

Os semicondutores aplicados em dosimetria apresentam uma característica muito importante quando comparado com as câmaras de ionização que é a alta sensibilidade de aproximadamente 18000 vezes superior. Esse fator é encontrado na resposta entre de um diodo semicondutor de silício e uma câmara de ionização de mesmo volume [24]. A alta sensibilidade apresentada pelos semicondutores permite a redução do volume do sensor sendo um dos atrativos para aplicações em medições de dose, taxa de dose em radiodiagnóstico.

A sensibilidade do material semicondutor produz um grande número de par elétron-lacuna, quando exposto a radiação ionizante, o que propicia duas vantagens sob ponto de vista de resolução: diminui a flutuação estatística e diminui a influência do ruído eletrônico o que melhora a relação sinal-ruído [19] .

A corrente formada após a atração da camada de depleção dos íons gerados durante a passagem da radiação produzirá uma pequena corrente elétrica. A formação da corrente é proporcional a quantidade de íons gerados o que depende das características da radiação incidente, em particular da energia, que esse feixe de radiação deposita no detector.

- As configurações dos detectores semicondutores

As diversas configurações de detectores semicondutores são os de junção difusa, detectores de barreira de superfície e a outra forma é a configuração de diodo p-i-n. Os diodos PIN tornaram-se uma aplicação na detecção de raios X conveniente e barato para feixes de baixa energia [30]. Os fotodiodos PIN que são diodos construídos para serem utilizados especialmente como sensores de luz, mas

tem sido empregados como detectores de radiação ionizante e são os principais sensores de estudo para o desenvolvimento desse trabalho.

Os diodos PIN, como pode ser ilustrado na figura 2.9, no processo de fabricação, as camadas P e N são separadas por uma região intrínseca I que é criada com a deposição de íons, em geral íons de lítio, para converter de forma efetiva os fótons do feixe de raios X em um grande número de pares elétron-íons quando utilizados como detectores. Diante da alta sensibilidade e a ampla faixa de energia do feixe de raios X que pode ser aplicado os diodos PIN, eles estão sendo usados em várias aplicações na radiologia diagnóstica [30].

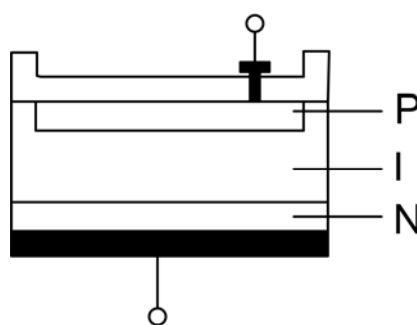


Figura 2.9: Diagrama esquemático do diodo PIN

Os diodos PIN a região dopada tipo P (receptora) funciona como um catodo e a região dopada tipo N (doadora) como um anodo em que coletam lacunas e elétrons criados na região intrínseca I, essa camada intrínseca possui apenas uma pequena quantidade de dopante e atua com uma grande camada de depleção. O aumento da camada de depleção proporciona maior absorção do fóton incidente, devido ao aumento do volume de material da zona de depleção. Além disso, o incremento na junção p-n pela camada “I”, ocorre uma redução na capacitância através da junção, bem como o aumento da velocidade de resposta do sensor semiconductor. Os diodos PIN, por apresentarem uma larga camada de depleção, favorecem o transporte pelo processo de derivação (*drift*) que é mais rápido que o processo de difusão, assim diminui o tempo de resposta do fotosensor.

Os fotodiodos PIN de silício apresentam aplicações na detecção de feixes de raios X de baixa energia e na medição de taxa de dose [31]. Nas medições de kVp e tempo de exposição de um equipamento de raios X, de modo não invasivo, também apresentam como elemento sensor o fotodiodo comercial PIN de silício [15].

A utilização dos fotodiodos PIN de silício para medições de parâmetros dos equipamentos de radiodiagnóstico apresentam algumas vantagens destacadas por Aoki [31] :

- O fotodiodo por possuir uma pequena área de junção tem uma pequena capacitância e uma menor geração de corrente de fuga que provoca uma resolução de energia muito melhor a temperatura ambiente, desprezando a necessidade de um resfriamento do fotodiodo.

- Apresenta uma baixa atenuação do raios X pelo encapsulamento do chip de silício, conseqüentemente apresenta uma vantagem para medição da radiação espalhada por não apresentar muita dependência angular durante a radiação.

A obtenção do sinal de corrente gerado pelos sensores semicondutores é necessário a construção de um circuito de detecção que podem operar no modo de pulso e o modo de corrente.

No modo de pulso é aplicada uma tensão reversa no diodo que o faz operar similarmente como a câmara de ionização de placas paralelas. A polarização reversa amplia a região de geração de cargas no sensor. Os pares gerados de elétron-lacunas são atraídos pelas respectivas regiões p e n do semicondutor. Portanto, o total de cargas criadas no semicondutor é geralmente convertido em um sinal de tensão por um estágio de um amplificador sensível a carga e amplitude desse sinal é diretamente proporcional a energia depositada na região de depleção do semicondutor. O modo de pulso de operação costuma ser aplicado por dosímetros eletrônicos de bolso [32] .

Ramsey [33] destaca que o modo de pulso de operação é estável e mais seguro para medições de média e baixa taxa de exposição, nesse modo de operação se reduz essencialmente a instabilidade do sistema diante das variações de alguns parâmetros tal como corrente de fuga do diodo diante da variação da temperatura.

Na configuração do modo corrente de operação é registrada toda a carga gerada durante o tempo de exposição a radiação ionizante. No modo corrente é realizado uma integração de todos os pulsos de corrente produzido pelo sensor gerado pela incidência dos fótons ou partículas. Observa-se que modo corrente não

se tem uma discriminação de energia, ou seja, toda a energia depositada é registrada durante o tempo de radiação [32].

Olsher [32] observa que as limitações nos circuitos construídos para medição de dose em ambos os modos de operação do sensor são ocasionadas pela corrente de fuga e o ruído eletrônico gerados na construção do circuito de detecção.

2.2 FORMA DE MEDIÇÃO DE TEMPO DE EXPOSIÇÃO

O tempo de exposição é um dos parâmetros selecionados no equipamento de raios X para realização de uma radiografia. O gerador de raios X, que é responsável pela geração do sinal de tensão aplicado no tubo de raios X para acelerar os elétrons e produzir raios X através de um choque com o alvo, deve apresentar boa repetitividade e reprodutibilidade em cada posto de tempo presente no equipamento. Os geradores antigos apresentavam baixos valores de mA e altos valores de tempo de exposição o que era imperceptível verificar variações na escala de ms [34]. Os geradores evoluíram tecnologicamente e apresentam maior eficiência na geração do sinal de tensão (kV), assim como as combinações do contato tela-filme apresentaram maior velocidade e exigiu do sistema de geração do sinal de tensão a utilização de tempos na escala de ms nas técnicas de raios X.

Os dosímetros mais sofisticados apresentam como recurso a medição de tempo de exposição, além de medir dose e taxa de dose. A medida de tempo de exposição não-invasiva, em exames radiológicos, está baseado nas características de resposta dos sensores utilizados nas medições à feixes de raios X. Basicamente o sensor durante a radiação gera sinal elétrico como resposta de interação da energia do feixe de raios X com o sensor. Assim, o tempo correspondente que o sinal elétrico é gerado tem uma correlação direta com o tempo de exposição do equipamento. O sinal obtido da forma não-invasiva para medição do tempo agrega informações do kVp e mA estabelecidos no equipamento de radiodiagnóstico. Vale salientar, que o sinal agrega outros efeitos que influenciam no sinal de saída do tubo de raios X como a contribuição da capacitância existente nos cabos que saem do gerador até o tubo de raios X [34], gerando atrasos no sinal de tensão (kV) e deformando ainda mais a forma de onda que chega ao tubo de raios X.

A medição do tempo de exposição assume como referência o início e o término da geração do sinal de kV na saída do gerador de raios X. Contudo, a forma de onda na saída do gerador não tem uma forma ideal, não apresenta uma onda quadrada que tem o início e o fim bem definido como apresenta a Figura 2.10 (A).

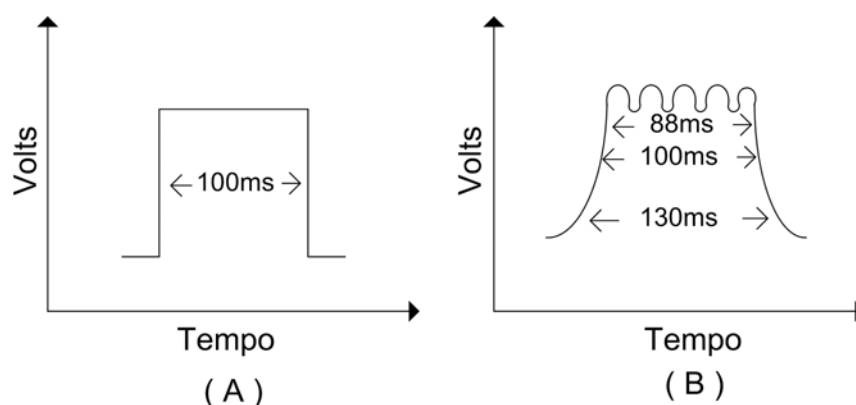


Figura 2.10: (A) Representa a forma de onda ideal na saída do tubo de raios-x, (B) Aproximação de uma forma de onda real na saída do tubo de raios-x.

Conforme a Figura 2.10 (B) o sinal de tensão (kV) gerado traz imperfeições, o que já era esperado, pois o circuito de retificação do sinal e em seguida a filtração capacitiva necessário para o sinal de tensão (kV) que chega até o tubo de raios X irá agregar ao sinal ondulações e atrasos na subida e descida do sinal devido ao efeito da capacitância. Portanto, a dificuldade para a definição exata do início e do término do sinal de tensão (kV) para se estabelecer o tempo de exposição fica prejudicado, o que proporciona aos fabricantes de equipamentos de controle de qualidade em radiodiagnóstico assumir critérios para determinar o início e o fim do sinal de tensão (kV) para medir o tempo de exposição como representada na Figura 2.10 (B).

Geralmente, os engenheiros projetistas assumem o momento de medição do tempo de exposição a partir do ponto que representa 70% do valor de pico do sinal de kVp médio [34]. Alguns fabricantes (Unfors e Victoreen) definem como o intervalo de medição o ponto de 75% [35] do valor de pico do sinal de kVp médio. Como apresenta a Figura 2.10 o intervalo entre os dois pontos a e b indicados na figura é definido como o tempo de exposição.

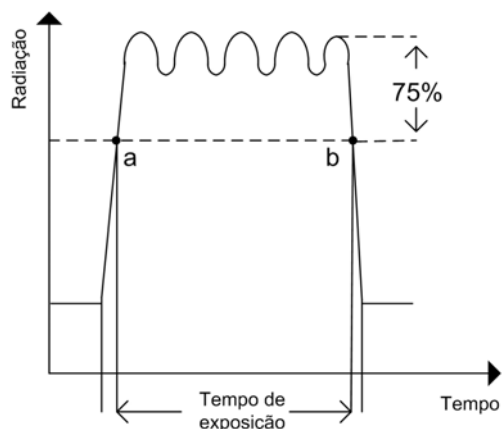


Figura 2.11: Representação gráfica do ponto de 75% do pico do sinal para medir o tempo de exposição

A medição do tempo de exposição tem uma dependência da forma de onda do sinal de tensão que alimenta o tubo de raios X, se é um sistema monofásico com retificação de meia-onda ou de onda completa, sistema trifásico de seis pulsos ou doze pulsos e um sistema de alta frequência. Geralmente, diante da diferença entre o 0% e o ponto de 75% ou 70% [36] do sinal kVp médio, dependendo do fabricante, tem uma diferença de ms no início e no final do sinal de tensão (kV), assim alguns fabricantes recomenda somar tempos que podem ser de 4 ms [36] ao final do tempo total medido.

Capítulo 3

3 CONSTRUÇÃO DO PROTÓTIPO E METODOLOGIA DE PROCESSAMENTO DOS SINAIS

Nesse capítulo, é realizada a descrição geral da metodologia utilizada nas etapas de desenvolvimento do protótipo. As etapas abrangem desde a caracterização do sensor até a construção do eletrômetro para visualizar as respostas do tempo de exposição em ms e da dose em mGy.

O protótipo desenvolvido é composto por um fotodiodo, um eletrômetro para o condicionamento do sinal, um microcontrolador para tratamento do sinal e um display de LCD para visualização dos parâmetros medidos no equipamento de raios X.

A instrumentação desenvolvida realiza a medição de dois parâmetros em um feixe de raios X que são a dose e o tempo de exposição. Nesse capítulo, é descrito as etapas para o desenvolvimento do protótipo que correspondem ao diagrama representado na Figura 3.1.

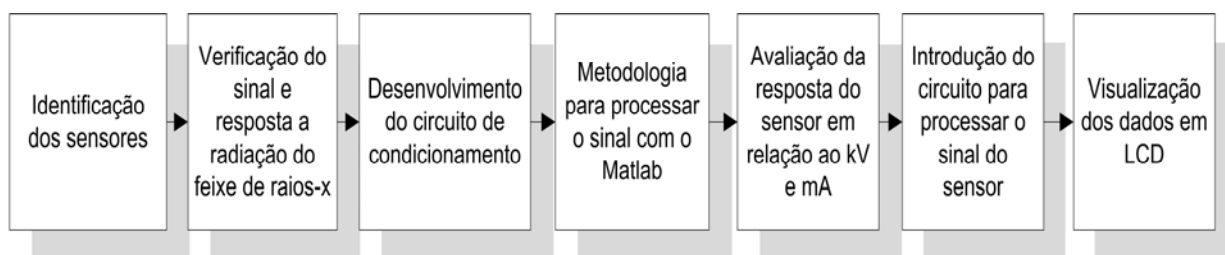


Figura 3.1: Fluxo geral das etapas de desenvolvimento do protótipo

Na seqüência desse capítulo, é apresentada cada etapa representada na Figura 3.1 acima e discutido os resultados alcançados.

3.1 SELEÇÃO DO FOTOSENSOR COMERCIAL PARA APLICAÇÕES EM DETECÇÃO DE RADIAÇÃO IONIZANTE

No levantamento de disponibilidade dos fotossensores, foram avaliadas as especificações técnicas de cada sensor encontrado comercialmente. A busca dos dados técnicos foi feita em sites de fabricantes especializados em sensores à base de semicondutor, como Fairchild, Vishay, Siemens, Detection Technology, Hamamatsu, bem como nas publicações de Silva [15], Barbosa [6], Batista [14], Santos [11] que apresentam a utilização de sensores comerciais para detecção de raios X na faixa de radiodiagnóstico. Para a caracterização dos fotossensores comerciais, foram escolhidos dois fototransistores um BPV11F (Vishay Semiconductors) e o L14G1 (Fairchild Semiconductor), assim como foi selecionado um fotodiodo SFH206F (Siemens) PIN de silício. A Figura 3.2 apresenta a ilustração de cada sensor utilizado na caracterização.



SFH206F



BPV11F



L14G1

Figura 3.2: Imagens dos fotossensores escolhidos para caracterização

A seleção do fotodiodo PIN envolve algumas considerações importantes para a utilização como sensor de radiação ionizante. A sensibilidade do detector, ou seja, o número de fótons detectados após uma radiação depende do tamanho da camada de depleção que possui relação direta com a área sensível de radiação e a polarização reversa aplicada ao diodo. As características físicas do fotodiodo SFH206F são uma área efetiva de 7 mm^2 , corrente de escuro 2 nA para tensão de 30 V e tensão máxima reversa de 32 V.

Na escolha dos fototransistores, os parâmetros importantes para a seleção são a área sensível de radiação e ganho de corrente [37] dados disponíveis pelos fabricantes dos detectores.

Na etapa seguinte, será apresentado o desenvolvimento do sistema que foi elaborado para caracterizar os fotossensores comerciais. Na caracterização dos

sensores, eles precisam responder à faixa de energia do feixe de radiodiagnóstico a uma velocidade de ms relativo ao tempo de exposição das técnicas de exames nas práticas radiológicas.

3.2 VERIFICAÇÃO DA RESPOSTA DO SENSOR EXPOSTO À RADIAÇÃO.

Inicialmente, foi necessário encapsular o sensor para evitar a interferência da irradiação luminosa ambiente, como ilustra a Figura 3.3, assim evitando o aumento da corrente de escuro, o que diminuiria a sensibilidade do sensor quando fosse exposto a radiação ionizante. Para a camada de encapsulamento, o material utilizado foi o polietileno. Entretanto, foi aplicada uma fina película para encobrir o fotodiodo, pois é necessário que não exista uma forte atenuação no feixe de raios X que está chegando ao sensor. O polietileno utilizado é o mesmo material que reveste os filmes radiográficos para proteger contra a irradiação de luz visível. A conexão entre o sensor e o circuito de condicionamento foi utilizado um cabo de instrumentação com blindagem para minimizar o ruído por interferência eletromagnética.

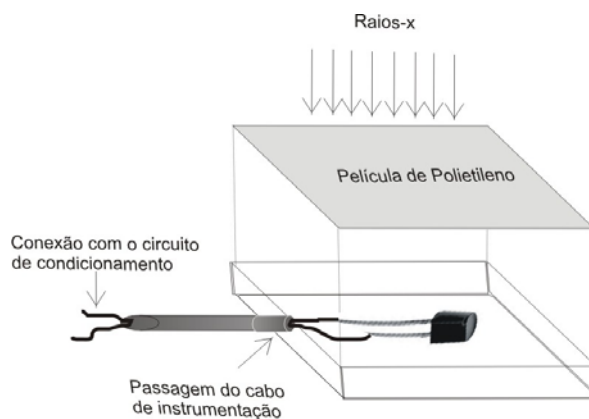


Figura 3.3: Arranjo do encapsulamento do fotodiodo

3.2.1 Unidade geradora de raios X

Foi utilizado um equipamento portátil, de 300 mA máximo, anodo giratório de Tungstênio (W), monofásico com retificação de onda completa, parâmetro máximo de 120 kV, escala de tempo de 0,01 s até 4 s, com foco grosso e foco fino associado respectivamente a postos de corrente do tubo de 100 mA, 200 mA, 300 mA e 50 mA, 100 mA. O equipamento de radiodiagnóstico pertence ao LAFIR (Laboratório de Física de Radiações Ionizantes) do IFBA.

3.2.2 Equipamento padrão para medidas de dose, tensão no tubo e tempo

Os equipamentos calibrados utilizados como padrão para verificação dos valores de dose do feixe de raios X e tensão no tubo (kV) foram os modelos 9010 e 9082 da Radcal Corporation. Esses foram os equipamentos tomados como referência para estabelecer a correlação entre a carga integrada gerada pelo sensor e a dose correspondente no equipamento padrão.

3.2.3 Avaliação do fotodiodo

O circuito básico de polarização utilizado inicialmente para verificar a resposta do fotodiodo a exposição do feixe raios X foi verificada através de um circuito de polarização como representa a Figura 3.4.

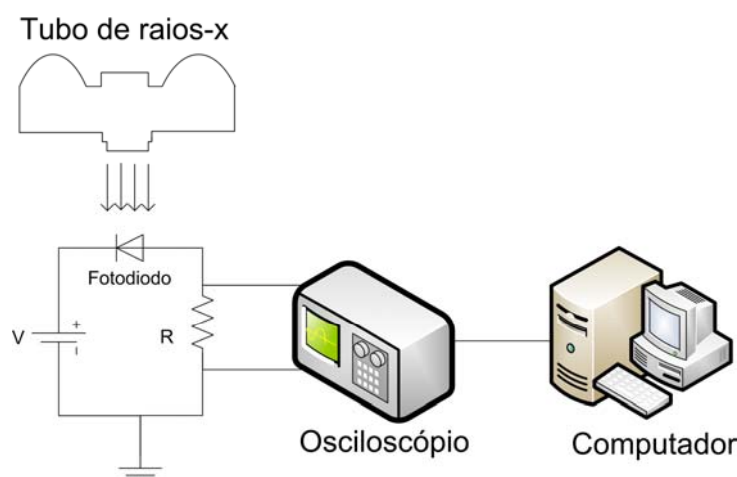


Figura 3.4: Circuito básico de polarização e aquisição do sinal

Foi utilizada uma polarização reversa no fotodiodo, assim pode ser aumentada a camada de depleção que corresponde o volume ativo do sensor. Portanto, há um aumento da sensibilidade. Através dessa configuração simples, foi possível obter os primeiros sinais de resposta à irradiação do feixe de raios X utilizando o fotodiodo SFH 206 F, como está apresentado na Figura 3.5.

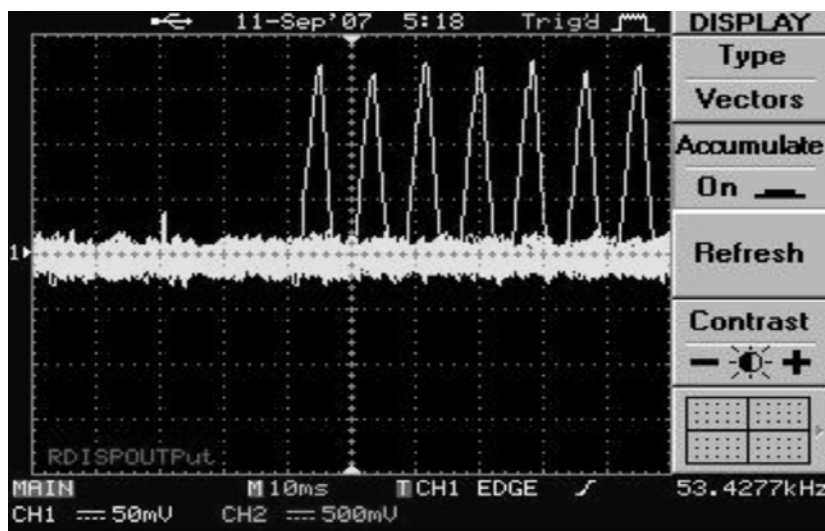


Figura 3.5: Primeiros sinais obtidos com o Fotodiodo, irradiação com 90 kV, 100 mA e 100 ms

A Figura 3.5 é a captura dos primeiros sinais de resposta à radiação ionizante. A presença de ruído de fundo é muito acentuada no sinal, pois é reflexo de um circuito que ainda não tem nenhum estágio de filtragem do sinal para atenuar o ruído que é indesejável no sinal de detecção do sensor.

3.2.4 Avaliação dos Fototransistores

Na tentativa de caracterizar os dois fototransistores, utilizou-se uma polarização de acordo com Santos [11], que sugere a tensão de coletor-emissor $V_{CE} = 5V$ e a tensão de base V_B , variando de $-2V$ a $+2,5V$. Entretanto, várias tentativas foram realizadas com a polarização utilizada pelo referido autor e não foi obtido resposta desejada diante da presença muito acentuada de ruído nos sinais coletados nos dois fototransistores, impossibilitando a tentativa de caracterização dos referidos sensores no feixe de radiodiagnóstico.

Diante da dificuldade de ser obtido o sinal dos fototransistores, realizou-se polarizações alternativas, mas a impossibilidade de se obter o sinal de resposta dos sensores persistiu e não foi possível adquirir respostas satisfatórias para a caracterização.

3.3 CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DO FOTODIODO

Após a etapa de identificação que o fotodiodo apresenta resposta em relação a irradiação ionizante, adicionou-se um estágio de amplificador passa baixa para evitar a presença de sinais de alta frequência, como está apresentado na Figura 3.6, e diminuir a presença do ruído, que foi identificado nos sinais iniciais do sensor.

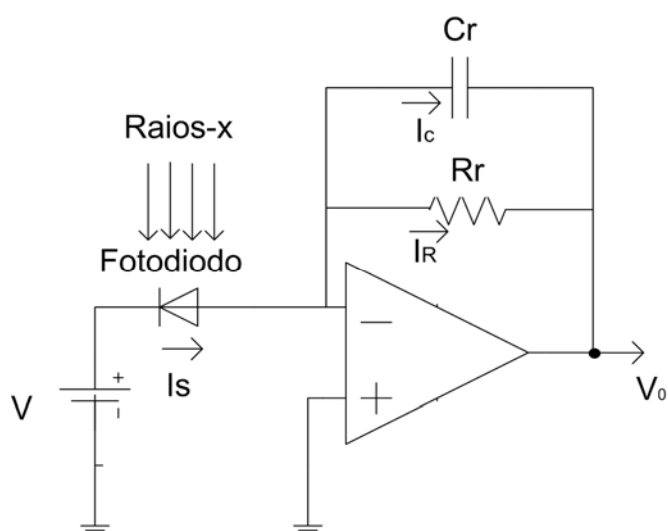


Figura 3.6: Diagrama esquemático do sensor associado ao circuito de condicionamento

O circuito integrado utilizado no estágio do amplificador passa baixa foi o TL081(Texas Instruments). O dispositivo contém um amplificador operacional com entrada do tipo JFET, com características de alta impedância de entrada ($10^{12} \Omega$), baixa corrente (5 pA) e tensão de offset de entrada (3 mV) e um slew rate ($13 \text{ V}/\mu\text{s}$). Na malha de realimentação, utilizou-se um resistor de $10 \text{ M}\Omega$ e um capacitor de 220 pF um filtro passa baixa de até 70 Hz , estabelecido em projeto, eliminando as componentes dos sinais de alta frequência.

Portanto, no circuito de condicionamento desenvolvido, foi monitorada a fotocorrente I_s gerada pelo sensor após a irradiação. A fotocorrente I_s gerada pelo sensor é definida por

$$I_s = -(I_C + I_R) \quad (3.1)$$

I_C corrente que passa pelo capacitor C_r e I_R corrente que passa pelo resistor R_r sabe-se que essas duas correntes são definidas pelas equações (3.2) e (3.3)

$$I_C = C_r \frac{dV_o}{dt} \quad (3.2)$$

$$I_R = \frac{V_o}{R_r} \quad (3.3)$$

sabendo-se que o sinal está em regime permanente, logo $I_C = 0$, assim substituindo (3.3) em (3.1)

$$I_s = -\frac{V_o}{R_r} \quad (3.4)$$

integrando-se a equação (3.4) obtêm-se

$$\int I_s dt = -\int \frac{V_o}{R_r} dt = -\frac{1}{R_r} \int V_o dt \quad (3.5)$$

$$Q_s = -\frac{1}{R_r} \int V_o dt \quad (3.6)$$

fica claro a relação de proporcionalidade entre a tensão integrada V_0 com a carga Q_s produzida pelo sensor gerada pela incidência da radiação ionizante. Foi verificado durante a coleta dos sinais V_0 obtidos do fotodiodo, após passar pelo estágio do amplificador, a presença de um ruído com uma componente em 60 Hz bem acentuado no sinal produzido pelo sensor, como apresenta a Figura 3.7.

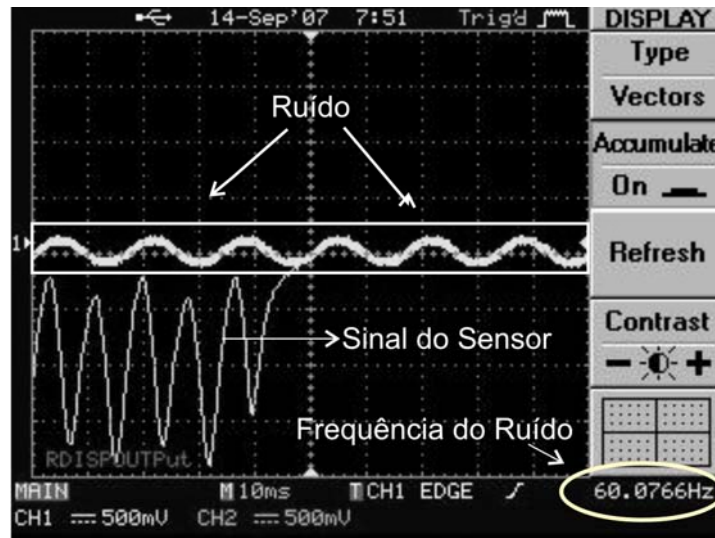


Figura 3.7: Sinal do sensor com o estágio do amplificador passa baixa e a identificação de um ruído de fundo de 60 Hz.

A Figura 3.7 apresenta a identificação de um ruído constante que é característico do próprio circuito de fotodetecção. O ruído gerado tem uma parcela do próprio detector e outra do amplificador adicionado com uma componente de frequência de 60 Hz. Os ruídos associados às duas fontes (detector e amplificador) são: ruído Johnson, ruído *shot*, ruído de geração e recombinação, bem como o ruído decorrente de flutuações de temperatura [38].

O ruído Johnson ou ruído térmico, existente no detector e no amplificador, é devido ao movimento, provocado por flutuação da temperatura, dos portadores, pares elétrons-lacunas, em um elemento de circuito de natureza resistiva [39]. A tensão e a corrente *rms* do ruído resulta nas seguintes expressões:

$$V_{J_{rms}} = \sqrt{4kTR\Delta f} \quad (3.7)$$

para a corrente equivale a,

$$I_{J_{rms}} = \sqrt{4kTR\Delta f} / R \quad (3.8)$$

onde k é a constante de Boltzman, T a temperatura absoluta, R a resistência Δf é a faixa de passagem em frequência [39]. A própria natureza discreta da fotogeração dos pares elétron-lacuna no material semiconductor é responsável pelo ruído *shot* [39]. Em um fotodiodo, sabe-se que a corrente elétrica gerada é a superposição de pulsos associados a cada fóton incidente no detector, sendo assim, as flutuações

dessa corrente, que circula no dispositivo, acarreta no ruído de corrente (*shot noise*), dado por:

$$I_{SN} = \sqrt{(2eI + 4eI_s)\Delta f} \quad (3.8)$$

onde I é a corrente no fotodiodo, I_s a corrente de saturação e Δf a banda passante do circuito eletrônico associado.

Uma outra forma de ruído presente em elementos semicondutores é causada pela taxa estatística com que os pares elétrons-lacunas são termicamente criados e posteriormente se recombinam produzindo o ruído de geração-recombinação. A flutuação na geração-recombinação de portadores causam variação na resistência do material, provocando uma flutuação na corrente circulante.

Em baixas frequências de operação, a presença de barreiras de potencial nos contatos elétricos, no interior e na superfície do dispositivo, pode acarretar no ruído *Flicker* que é proporcional a I / f^n . Em semicondutores, este tipo de ruído pode ter seu efeito reduzido se for realizado montagens experimentais mais cuidadosas.

O ruído de fundo em um sensor produz uma redução do sinal que poderá ser produzido por ele. Portanto, têm que ser determinados critérios importantes nas condições de operação e fabricação que diminuam a amplitude deste ruído. No circuito de condicionamento da Figura 3.6, temos três componentes básicos que são geradores de ruído o resistor, fotodiodo e o amplificador. O sistema de amplificação com os transistores do tipo JFET na entrada, o ruído gerado pelo transistor juntamente com a corrente de fuga do detector representam uma parcela importante do ruído eletrônico do sistema de detecção. Assim, essa montagem básica de um circuito de fotodetecção já introduz todas as possíveis fontes e tipos de ruídos a qualquer circuito dessa aplicação, devendo buscar as características importantes nos dispositivos que irão ser introduzidas no circuito e buscar minimizar o ruído o que pode produzir uma possível perda na velocidade e na frequência fatores importantes nas condições de operação do circuito. Portanto, a presença de ruído no circuito prejudica a caracterização do fotodiodo para estabelecer a correspondência necessária do sinal obtido do sensor com a dose do feixe de raios X.

3.4 ADIÇÃO DO FILTRO ANALÓGICO NOTCH PARA MELHORAR A AQUISIÇÃO DO SINAL DO SENSOR

O Filtro Notch tem a função de atenuar a frequência de 60 Hz presente no sinal do sensor. Na Figura 3.8, está ilustrado o diagrama esquemático do Filtro *Notch Twin Tee* introduzido no circuito que é construído de resistores, capacitores e um amplificador operacional LM 741, todos com variação de aproximadamente de 5% em seus parâmetros.

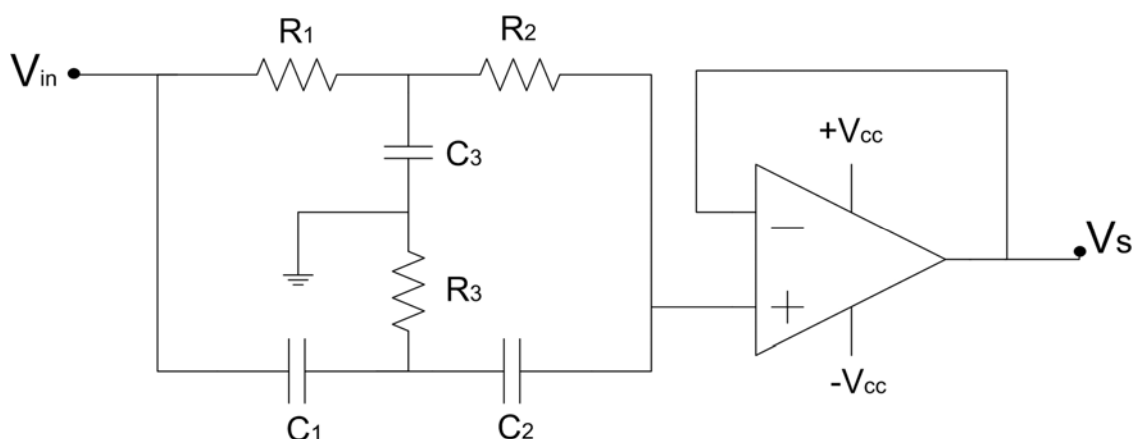


Figura 3.8: Diagrama esquemático do Filtro Twin Tee Notch para 60 Hz

Após a introdução do filtro no circuito, o ruído de 60 Hz presente no circuito amplificador foi atenuado, assim diminuindo a perturbação no sinal do fotodiodo. Portanto, foi possível melhorar a energia média do sinal oriundo do sensor.

Na Figura 3.9, é ilustrada a aquisição de dois sinais. No Canal 1, a aquisição do sinal de tensão sem o condicionamento do filtro *notch*, e, no Canal 2, o sinal após o estágio do filtro *notch*. No sinal no Canal 2, é identificada a atenuação do ruído de 60 Hz quase que completa. Desta forma, o sinal de resposta do sensor obteve uma melhora, pois com a minimização da componente em 60 Hz o sinal do sensor teve uma elevação em sua área integrada, assim melhorando a caracterização do fotodiodo.

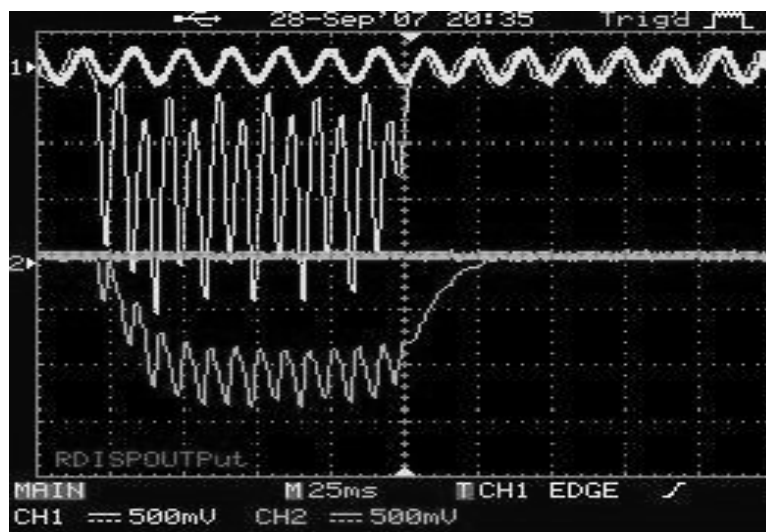


Figura 3.9: Comparação dos sinais no Canal 1 sinal com o ruído 60 Hz e o Canal 2 com o sinal V_s após o filtro Notch com o sensor irradiado com 90 kV, 100mA, 100ms

Após a coleta dos sinais de tensão do fotodiodo referente a vários níveis de energia do feixe de raios X, os dados correspondentes aos sinais foram armazenados e tratados a partir dos pontos obtidos com o Software Freewave 1.0, que tem interface USB com o Osciloscópio utilizado nos ensaios de caracterização do sensor.

3.5 PROCESSAMENTO DO SINAL DO SENSOR

O processamento dos dados dos sinais de tensão coletados do sensor para calcular a tensão integrada produzida durante a irradiação, que pela relação já apresentada tem correlação direta com a corrente produzida pelo sensor, foram tratados utilizando o Software Matlab versão 7.4.0.287(R2007a). Os pontos correspondentes a cada sinal tiveram origem do Software Freewave 1.0 do osciloscópio GW Instek instalados em um computador e com interface USB com o osciloscópio. Assim, os pontos dos sinais eram capturados, armazenados e tratados com o *Curve Fitting Tollbox* 1.1.7 do Matlab. A Figura 3.10, apresenta um sinal coletado e reconstruído no Matlab para ser obtido a sua integral que tem correlação à dose do feixe de raios X que foi irradiado.

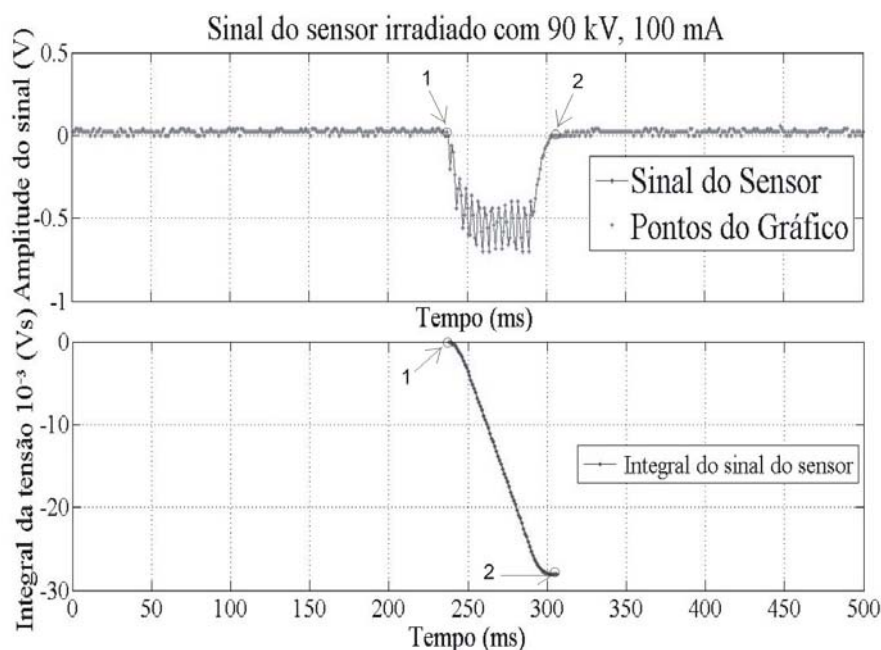


Figura 3.10: Reconstituição do sinal do sensor no Matlab e o gráfico abaixo é a integral do sinal. Os pontos 1 e 2 indicam o início e o fim do sinal integrado

A Figura 3.10 ilustra um sinal do sensor obtido com um feixe de raios X com 90 kV, 100 mA de parâmetros utilizados na irradiação. Os pontos indicados por 1 e 2 nos gráficos representam os pontos de início e fim do sinal utilizados para a integração. Após a identificação do número correspondente a integral no ponto 1 e no ponto 2, foi realizado o módulo da diferença entre os valores, obtendo, assim, o valor correspondente a integral do sinal de tensão para cada feixe de raios X. Para cada irradiação, foi utilizado o modelo citado que caracteriza o sensor para estabelecer a relação com a dose de cada feixe e o respectivo valor da integral do sinal de tensão.

De uma forma simples, pode ser descrita a metodologia utilizada para a caracterização do sensor nos seguintes passos:

1. Posicionamento e aquecimento do tubo de raios X;
2. Alinhamento do campo luminoso sobre o detector;
3. Ajuste dos parâmetros do equipamento de raios X tensão aplicada ao tubo (kV), mA e tempo (ms);
4. Irradiação no sensor e obtenção do sinal de resposta através do Software do osciloscópio;

5. Reconstrução do sinal do sensor no Matlab com a respectiva integral do sinal;
6. Identificação de forma manual dos pontos 1 e 2 , representados na Figura 3.9.
Em seguida, a realização da operação $|\text{valor no ponto 1} - \text{valor no ponto 2}| =$ Integral do sinal, operação realizada em uma planilha do Excel;
7. Novo ajuste da tensão no tubo (kV), mantendo mA e tempo (ms) constantes, e realização dos passos 1, 2, 4, 5 e 6;
8. Novo ajuste de mA, mantendo a tensão do tubo (kV) e tempo (ms) constantes, e realização dos passos 1, 2, 4, 5 e 6;
9. Registro dos valores obtidos, com cada nível de energia (keV) ou tensão aplicada ao tubo (kV), com sua respectiva dose (mGy) associada a cada ponto da integral calculada;
10. Finalmente, após os valores das integrais do sinal de tensão (Vs) correlacionasse com os valores de dose (mGy), Energia do feixe (keV) ou (kV) e Corrente do tubo (mA) e encontra-se as curvas Tensão Integrada (Vs) x Dose (mGy), Tensão Integrada (Vs) x Tensão do tubo (kV) e Tensão Integrada (Vs) x Corrente do Tubo (mA).

Após os passos apresentados de 1 a 9, foi obtido o modelo que caracterizava o sensor para medições de dose em feixe de raios X. O comportamento em relação ao parâmetro de interesse a dose (mGy) foi linear. Na avaliação, os detectores passíveis de utilização devem possuir uma resposta linear com a corrente no tubo de raios X (mA) e aproximadamente proporcional ao quadrado com a energia do feixe de raios X (keV) que tem correlação com a diferença de potencial (kV) aplicada ao tubo de raios X para a realização da emissão da irradiação.

3.6 RESULTADOS ALCANÇADOS COM O PROCESSAMENTO NO MATLAB

A Figura 3.11 apresenta o diagrama do arranjo utilizado para obtenção das curvas de resposta do sensor a Distância Fonte Sensor (DFS) de 25 cm. Um campo de irradiação de 10 cm² foi utilizado para realização de todos os ensaios. Durante os ensaios, ao lado do sensor, era colocada para medição da dose e da tensão uma câmara de ionização acoplada ao eletrômetro da Radcal 9082 e 9010 como ilustra a Figura 3.11. A curva na Figura 3.12 apresenta a tensão integrada do fotodiodo. Foi

feita uma média de três medidas consecutivas em cada ponto. A dose do feixe de raios X, foi variada por meio da variação da tensão, mantendo tempo e corrente do tubo de raios X.

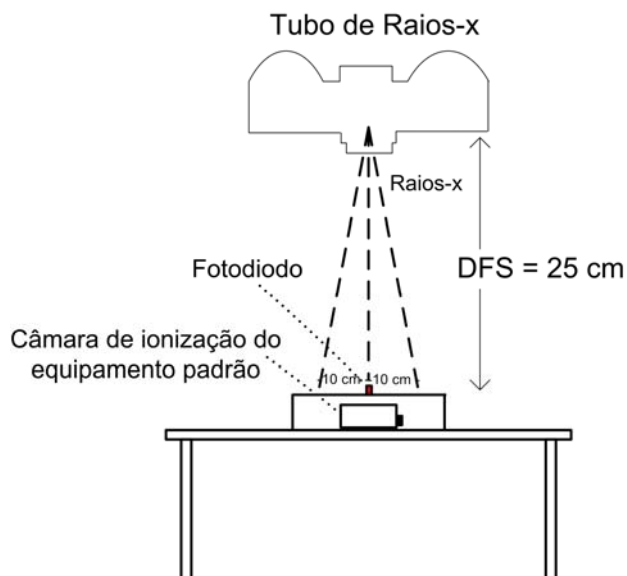


Figura 3.11: Diagrama do arranjo esquemático para obter as curvas de resposta do sensor

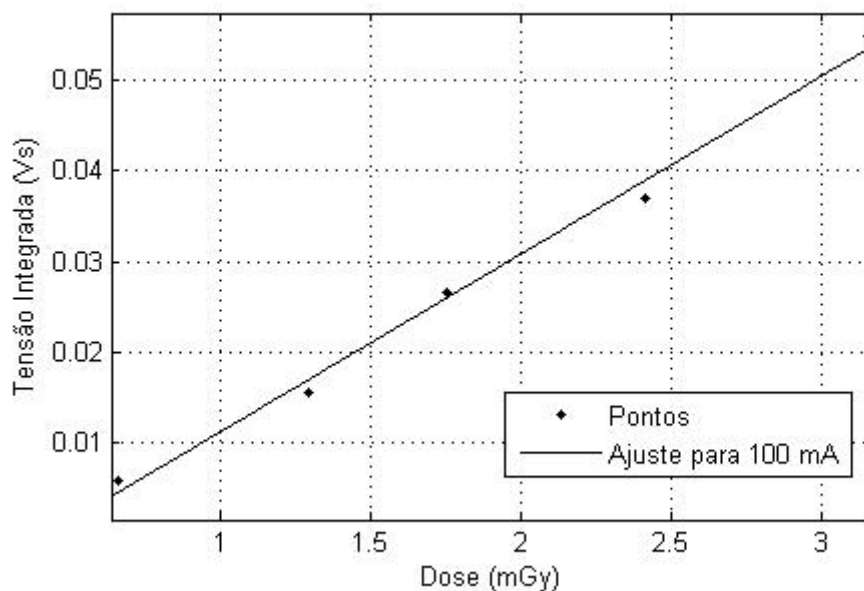


Figura 3.12: Curva de tensão integrada do sensor e a dose do equipamento de referência $y = 0,01959x - 0,008334$ e $R^2 = 0,9931$ (Coeficiente de Correlação)

A curva obtida através dos ensaios na Figura 3.12 apresentou um comportamento linear entre a corrente e a dose do feixe de raios X. As medidas

foram realizadas com variação da dose de 0,66 a 6,14 mGy, com o tempo fixo de 100 ms e a corrente nominal do tubo em 100 mA, 177 mA e 213 mA com foco grosso.

As Figuras 3.13 e 3.14 apresentam as curvas correspondentes as correntes do tubo de 177 mA e 213 mA. Verifica-se que o comportamento linear entre a carga produzida pelo sensor que é igual a tensão integrada com a dose do feixe de raios X, assim como a figura 3.12.

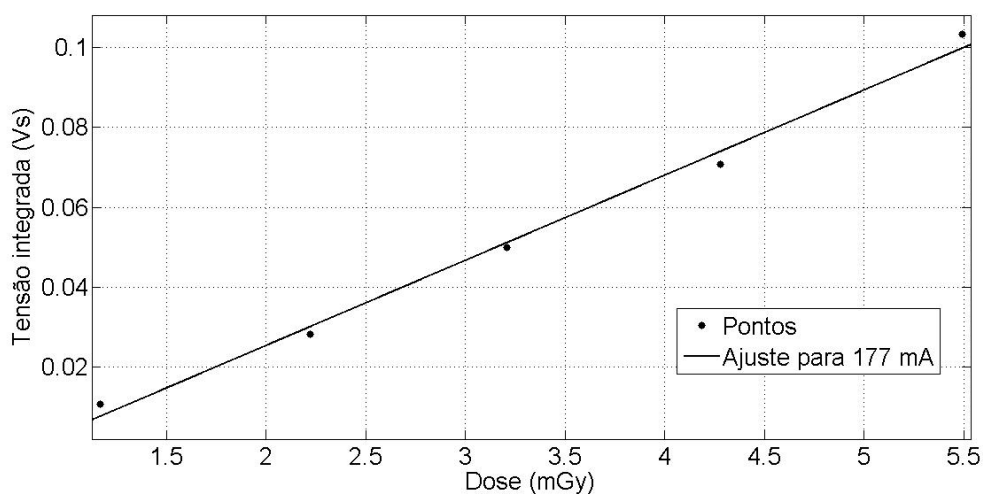


Figura 3.13: Curva de tensão integrada do sensor e a dose do equipamento de referência $y = 0,0213x - 0,01713$ e $R^2 = 0,9929$ (Coeficiente de Correlação)

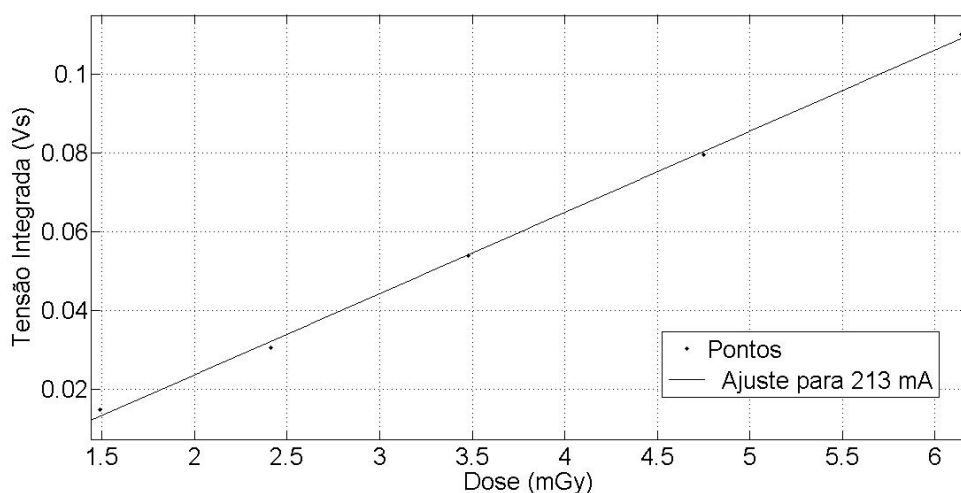


Figura 3.14: Curva de tensão integrada do sensor e a dose do equipamento de referência $y = 0,01959x - 0,008334$ e $R^2 = 0,9988$ (Coeficiente de Correlação)

Para avaliar o desempenho do sensor em relação a variação da tensão do tubo , as Figuras 3.15, Figuras 3.16 e Figuras 3.17, apresentam as curvas de correlação entre a corrente do sensor e a variação da tensão do tubo (kV).

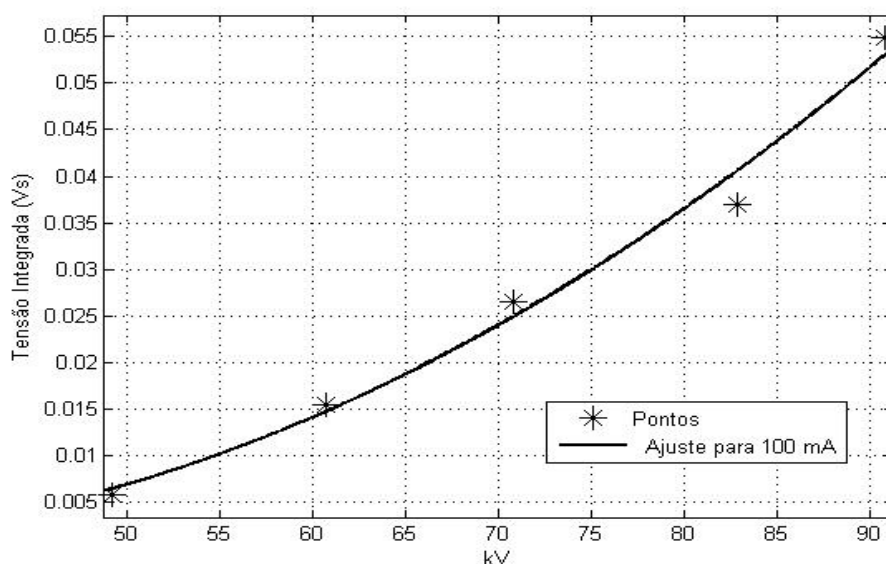


Figura 3.15: Curva de tensão integrada do sensor e a variação do kV $y = 1,323e-005 x^2 - 0,0007355 x + 0,01068$ e $R^2 = 0,9861$ (Coeficiente de Correlação)

Pode ser verificado, que após a regressão linear, a curva que se ajustou aos pontos foi uma função polinomial de segundo grau o que caracteriza um modelo de comportamento do sensor adequado, pois sabe-se que a corrente do sensor varia aproximadamente com o quadrado da tensão no tubo (kV).

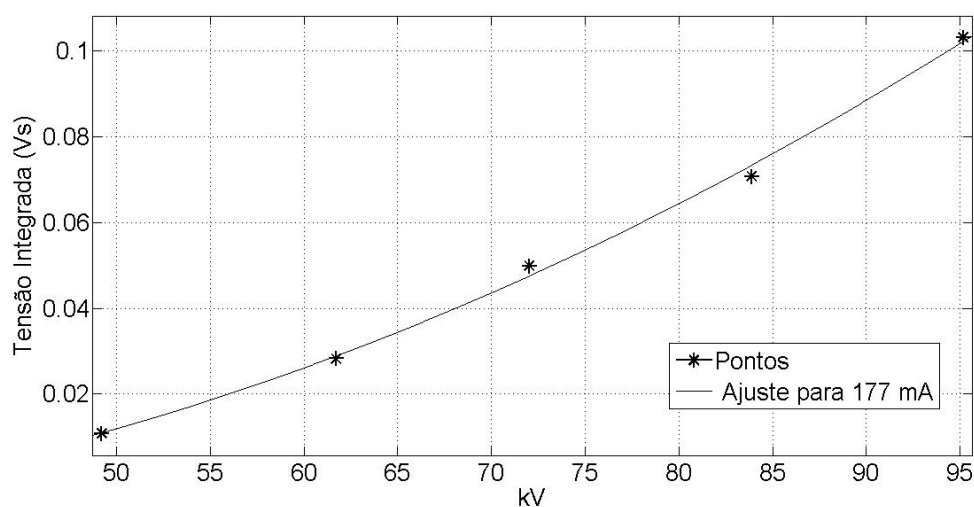


Figura 3.16: Curva de tensão integrada do sensor e a variação do kV $y = 1.654e-005 x^2 - 0.0004006 x - 0.009364$ e $R^2 = 0,9973$ (Coeficiente de Correlação)

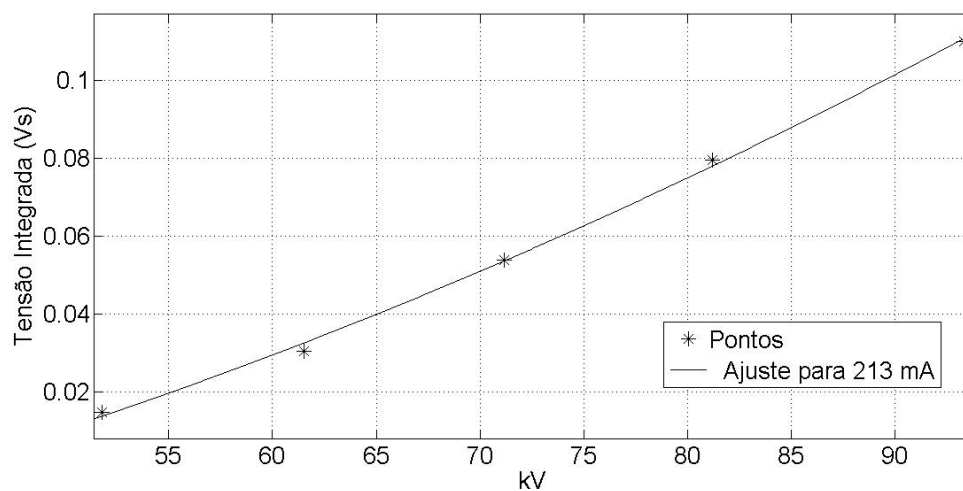


Figura 3.17: Curva de tensão integrada do sensor e a variação do kV $y = 1.256e-005 x^2 - 0.0005147 x - 0.04666$ e $R^2 = 0,9985$ (Coeficiente de Correlação)

A intensidade do feixe de raios X é linearmente proporcional ao aumento de corrente do tubo de raios X. Assim, verificou-se, com os testes nos valores de corrente de 100 mA, 177 mA, 213 mA, utilizando o sensor, que a tensão integrada produzida pelo sensor varia linearmente com o aumento da corrente do tubo de raios X. A Figura 3.18 apresenta uma regressão linear entre os três pontos da corrente do tubo de raios X com diferentes níveis de tensão 50 kV, 60 kV, 70 kV, 80 kV e 90 kV.

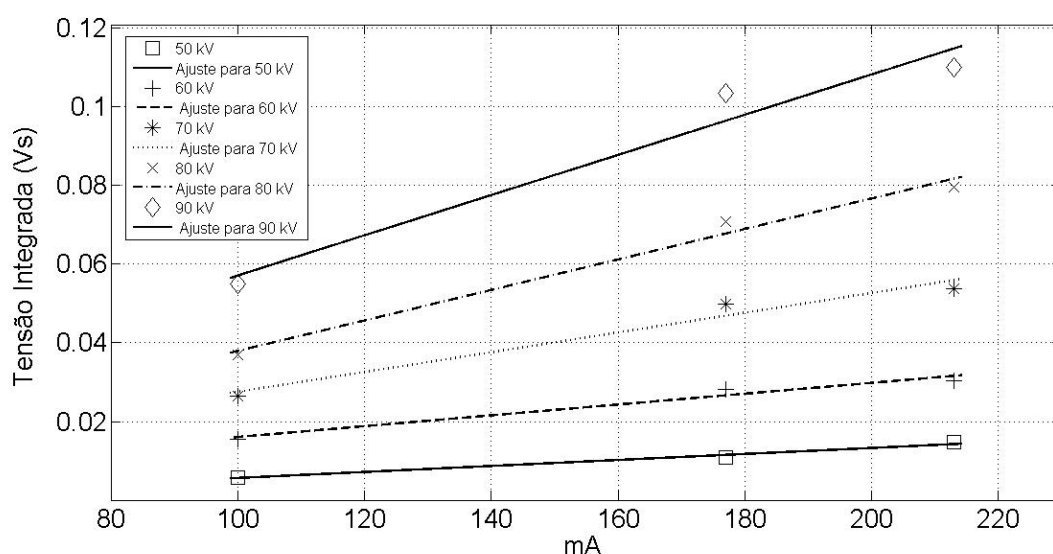


Figura 3.18: Curva entre tensão integrada do sensor e a variação da corrente do tubo para os valores de 100 mA, 177 mA e 213 mA.

3.7 CIRCUITO DE PROCESSAMENTO

A composição do hardware de processamento do sinal representa a etapa posterior à caracterização do sensor feito com o auxílio do Matlab. O processamento tem a função de realizar a integração do sinal analógico V_s , após o circuito de condicionamento do sensor, que apresenta a correlação com a dose do feixe de raios X após a irradiação do sensor, bem como registrar o tempo de exposição do feixe de raios X, que também é parâmetro de avaliação do protótipo.

3.7.1 Microcontrolador

Com a evolução da microeletrônica, com a capacidade de compor mais componentes integrados por unidade área, com isso foi possível integrar todos os blocos básicos de um microcomputador digital em uma única pastilha de silício, originando assim os microcontroladores [40]. O microcontrolador nada mais é que um microcomputador implementado em um único circuito integrado [40], facilitando, assim, o desenvolvimento de equipamentos portáteis de baixo custo e confiáveis, com grandes perspectivas de mercado.

Há muitos modelos de microcontroladores no mercado, cada qual atendendo a uma determinada aplicação, geral ou específica. Dentre os fabricantes mais conhecidos destacam-se a Intel (fabricante do modelo 8051), ATMEL, Motorola e Microchip (com os dispositivos PIC). Por ser um dispositivo de fácil aquisição no mercado, apresentando compiladores de aquisição acessível e programação de seus periféricos extensamente documentada, foi selecionado para a aplicação o microcontrolador PIC, fabricado pela Microchip, notadamente o modelo PIC16F88, por apresentar as principais características listadas a seguir:

- Microcontrolador RISC (*Reduce Instruction Set Computer*): É suportado pela arquitetura Harvard, mais recente que a arquitetura Von-Neumann utilizada em microprocessadores. Sua principal característica é a presença de pequena quantidade de instruções (tipicamente menos que 50) que são, em grande parte, executadas em um único ciclo de clock. Isto torna mais rápido o processamento de informações. O microcontrolador PIC16F88 apresenta um conjunto de 35 instruções;
- Bloco oscilador interno: Além dos sete diferentes modos de oscilação que este microcontrolador possui, pode ser utilizado, para aplicações onde o sincronismo e temporização não seja um fator crítico, um oscilador interno, que dispensa a necessidade do uso de circuitos osciladores externos, barateando o custo de produção do protótipo. O oscilador interno permite ao microcontrolador trabalhar em frequências entre 125kHz a 4MHz ;
- Watchdog Timer: Tem como função a garantia de operação do microcontrolador. Como os sistemas digitais estão sujeitos a

interferências (ruídos elétricos e eletromagnéticos) que podem provocar travamento, bloqueio ou execução de partes do programa, os microcontroladores possuem um contador que, quando o seu registro vai a zero, dispara uma linha de reset do dispositivo. Assim, no programa em execução, sempre é necessário atualizar o registro do Watchdog Timer com valores superiores a zero. No caso de um microcontrolador apresentar travamento ou outro distúrbio, o registro do Watchdog Timer não será atualizado, e isto gerará automaticamente um sinal de reset no microcontrolador, provocando o reinício do programa;

- Canais de conversão A/D de 10-bits;
- Módulo de comunicação SPP (Synchronous Serial Port): É uma interface serial útil para a comunicação com outros microcontroladores ou periféricos digitais, como memórias seriais EEPROM (Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory), registradores de deslocamento, conversores A/D etc. Este módulo pode operar em dois modos: SPI (Serial Peripheral Interface) e I2C (Inter-Integrated Circuit);
- Módulo de comunicação AUSART (Addressable Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter): É uma interface que permite ao microcontrolador se comunicar com computadores pessoais ou terminais de computador remoto, ou com outros periféricos digitais.
- Memória de programa flash de 8 Kbytes;
- Três temporizadores (dois de 8 bits e um de 16 bits);
- Memória EEPROM de 256 bytes.

3.7.2 Testes do conversor AD do Microcontrolador

Antes da implementação do programa para a realização da integração do sinal, foi necessário alguns testes para verificação da conversão do sinal analógico em sinal digital. Portanto, foi estabelecido a partir do sinal analógico na entrada do microcontrolador com a utilização de um potenciômetro para a variação do sinal analógico entre 0 V a 5 V e foi feito em rotina do programa do microcontrolador a exibição através do *display* de LCD os valores de tensões do conversor AD interno de 10 bits para cada valor de tensão analógica. Assim, com o monitoramento das

conversões, verificou-se que os valores das amplitudes digitais estavam em concordância com o sinal analógico simulado na entrada do microcontrolador.

3.7.3 Programa desenvolvido para o Microcontrolador

O ambiente de desenvolvimento utilizado para programar o microcontrolador foi o Microchip MPLAB IDE V8.00, a linguagem C foi utilizada na programação e o compilador CCS PCWH V4 foi utilizado para transformar a linguagem de programação em linguagem de máquina que foi gravado na memória Flash do microcontrolador.

Ao ligar o protótipo, é inicializado o programa do microcontrolador, ver, no Apêndice A, o código fonte comentado e no Apêndice B o fluxograma do programa, que inicializa a rotina do LCD, define as variáveis globais e habilita a interrupção utilizada no programa.

No programa, são estabelecidas as variáveis de tempo, amplitude e dose, assim como os valores dos coeficientes das curvas de calibração correspondente a cada curva da corrente do tubo de 100 e 177 mA.

Em seguida, configura-se a porta de entrada A0 do microcontrolador para entrada do sinal analógico e define-se a taxa de amostragem do sinal que será capturado para o processamento interno do microcontrolador após passar pelo conversor A/D do microcontrolador. Ainda durante a configuração do hardware do microcontrolador, configura-se o Timer 0 e o Timer1, desativa-se o oscilador interno e os comparadores, desabilita a tensão de referência e estabelece as regiões do LCD, onde será escrito os caracteres de dose, tempo, o tipo de corrente do tubo que pode ser selecionado com um botão e o valor do sinal integrado.

Após as configurações do hardware e definições das variáveis do sistema, o programa fica em um *loop* infinito, aguardando uma variação do sinal no pino 17 do microcontrolador para ultrapassar o limite mínimo de ruído do sinal de entrada do para iniciar a integração do sinal e cálculo do tempo de exposição que é descrito no item 3.8. Ao final, é exibido no LCD os valores da dose e do tempo de exposição que fica aguardando uma variação do sinal de entrada para ser determinado o novo valor de dose e tempo após a irradiação do feixe de raios X.

3.7.3.1 Cálculo da integral do sinal

O cálculo da integral do sinal é feito após passar pelo conversor A/D, sendo armazenado o valor das amplitudes do sinal em uma variável do programa. Ao final da conversão do sinal, como representa a ilustração da Figura 3.19, é obtido um somatório das amplitudes $\sum_{n=0}^{n=\infty} A_n$, como já se tem o valor da taxa de amostragem do sinal estabelecido no programa, ao final é realizado o produto do somatório dos valores armazenados pelo conversor A/D pela taxa de amostragem $\sum_{n=0}^{n=\infty} A_n \times T_a$ e obtêm-se a integral do sinal que possui a correlação com a energia do feixe de raios X.

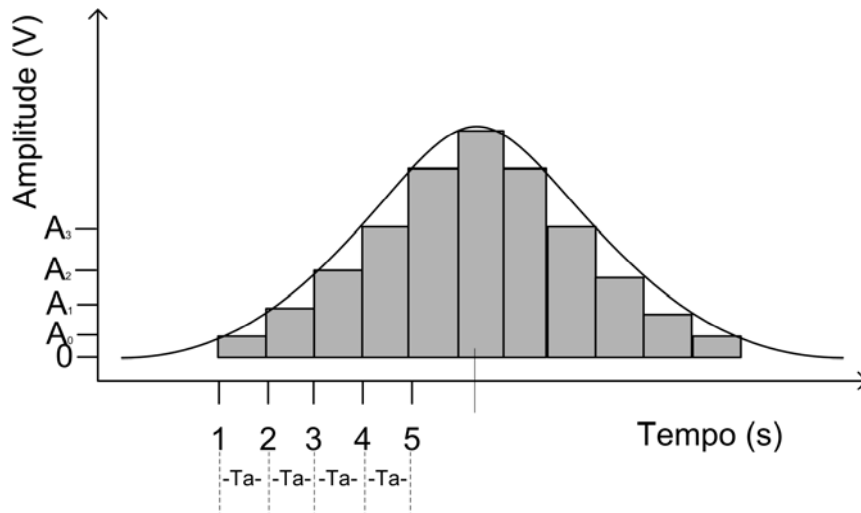


Figura 3.19: Representação gráfica da digitalização do sinal do sensor e o cálculo da

$$\text{integral} \sum_{n=0}^{n=\infty} A_n \times T_a \cong \int \text{Sinal} \, dt .$$

3.7.3.2 Medição do tempo de exposição

A medição do tempo de exposição foi realizada através do programa utilizado no microcontrolador. O tempo da corrente produzida pelo sensor é igual ao tempo de geração da radiação ionizante, sendo assim é obtido o tempo de exposição dos raios X.

A lógica do programa implementado no microcontrolador estabelece que após o sinal de tensão na entrada do microcontrolador ultrapassar o limite mínimo de ruído estabelecido, é realizada a habilitação da interrupção do Timer1 e registrado um valor arbitrário do Timer1, de acordo com a Figura 3.20, identificado no ponto a. Ao término do sinal, ou seja, quando o sinal decai atingindo o valor menor que o do ruído mínimo, identificado na Figura 3.20 com o ponto b, registra-se o valor final do Timer1. Portanto, com a diferença estabelecida entre o valor registrado do Timer1(b) no final da interrupção menos o valor capturado no início do Timer1 (a) é realizado uma conversão dos dados estabelecido no código do programa para ser e exibido no display de LCD o tempo de exposição que equivale ao período de irradiação do feixe de raios X.

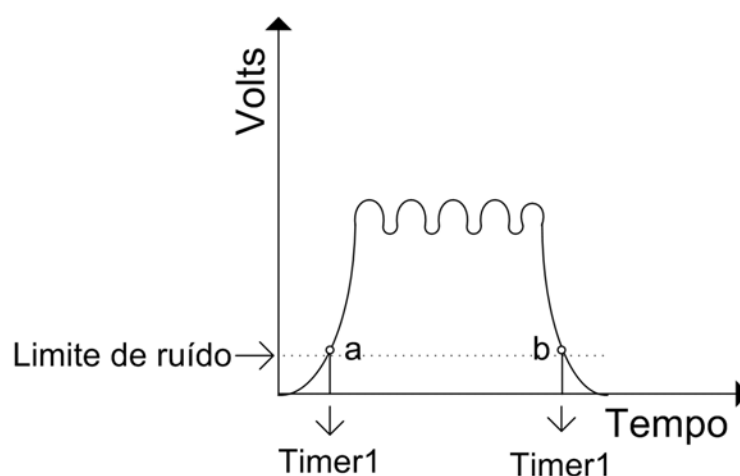


Figura 3.20: Gráfico exemplificando a forma de aquisição do tempo de exposição, $\text{Timer1(b)} - \text{Timer1(a)} = \text{Tempo de exposição (ms)}$

3.8 MONTAGEM DO PROTÓTIPO

Inicialmente foram realizados alguns testes do protótipo em matriz de contatos (*Protoboard*) e, posteriormente, o circuito eletrônico proposto foi confeccionado em placa de circuito impresso com a tecnologia DIP (*Dispositive in Line Package*) dos componentes. Na alimentação do circuito, são utilizadas fontes externas, pois, por não ser ainda um produto final, não se teve a preocupação de confeccionar uma fonte própria para o sistema.

As Figuras 3.21, 3.22 e 3.23 apresentam imagens do sistema. A tela inicial, Figura 3.21, indica, na primeira linha, o valor da dose seguido do tipo de corrente do tubo que está realizando a aquisição da medida. Na segunda linha, visualiza-se o valor do tempo de exposição e também é exibido o valor da integração do sinal, como um parâmetro de monitoramento da medida, após a aquisição do sinal.



Figura 3.21: Imagem do LCD do protótipo com a visualização da dose, tempo e o tipo de corrente do tubo selecionado

A Figura 3.22 apresenta a resposta do protótipo após a irradiação do raios X, onde observa-se o valor da dose, tempo de exposição, o tipo de corrente do tubo selecionado e o valor da integral do sinal como parâmetro de monitoração do sinal na segunda linha após o tempo medido. As unidades dos parâmetros medidos não estão exibidas por falta de caracteres disponíveis no LCD utilizado, mas a dose está em mGy e o tempo em ms. A Figura 3.23 apresenta o protótipo já na placa de circuito impresso conectado ao sensor sem o encapsulamento.



Figura 3.22: Imagem do LCD do protótipo com a visualização da dose medida, tempo medido, o tipo de corrente do tubo selecionado e valor da integração do sinal



Figura 3.23: Imagem do protótipo conectado ao sensor

Capítulo 4

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados alcançados com o protótipo proposto são apresentados nesse capítulo. As respostas do sistema em relação aos parâmetros para serem medidos como a dose (mGy) e tempo (ms) são analisados, bem como as limitações que o sistema ainda apresenta.

4.1 RESPOSTA EM FUNÇÃO DA DOSE

Na avaliação da resposta do protótipo em relação a dose, utilizou-se os parâmetros do equipamento de raios X com 100 mA e 177 mA com 100 ms de tempo de exposição e variações na tensão aplicada ao tubo de 60 a 90 kV com incrementos de 10 kV. Para cada combinação de corrente e tensão aplicada ao tubo, foram realizadas cinco medições para maior significância estatística no tratamento dos dados. Ocorreu a diminuição de pontos no gráfico em relação a escala de kV, pois foi necessária uma redução na quantidade de feixes emitidos para não aumentar o desgaste da ampola e danificar o equipamento de raios X.

Nas tabelas 4.1 e 4.2, está apresentada uma amostra dos dados coletados com o protótipo e o equipamento de referência, com o tratamento estatístico. Observando o quadro de medidas das Tabelas 4.1 e 4.2, verifica-se um comportamento semelhante na medição da dose para algumas faixas de tensão dos dois equipamentos medidores.

Na Tabela 4.1, avaliando-se os desvios das medidas de dose (mGy), o protótipo na faixa de tensão de 90 kV apresenta um desvio padrão relativo de 8 % quando comparado com o equipamento de referência que apresenta um desvio padrão relativo de 7% no seu conjunto de medidas e na média das medidas um erro relativo percentual em torno de 5,6%. Portanto, diante do erro encontrado nessa faixa de tensão de 90 kV torna aceitável a utilização do protótipo, tendo em vista que as medições encontram-se abaixo dos 10% de variação que são estabelecidos na maioria das recomendações de instrumentação para controle de qualidade em radiodiagnóstico [41]. Na faixa de tensão de 80 kV, o valor médio da dose, quando

comparado com o valor obtido com o equipamento de controle, apresenta um erro percentual de aproximadamente 0,71%, ou seja, abaixo de 1% no conjunto de medidas, mas com um desvio padrão relativo de 17 % com 7 % acima dos 10% que é uma faixa aceitável nas medições dose para testes de desempenho dos equipamentos de radiodiagnóstico, portanto necessitando de um melhoramento no sistema nessa faixa de energia para obter valores dentro dos limites aceitáveis. Os valores de dose na Tabela 4.1, na faixa de tensão de 60 e 70 kV apresentaram desvios e erros médios percentuais inaceitáveis para aplicações nas medições de dose.

Tabela 4.1: Valores de dose obtidos com o protótipo e o equipamento de referência utilizando corrente do tubo de 100 mA e tempo de 100 ms fixos, tensão aplicada ao tubo variando a tensão de 60 a 90 kV.

Equipamento de medida	Parâmetros selecionados	Valores medidos de dose (mGy)					Média	Desvio Padrão	Desvio Padrão Relativo (%)	Erro relativo percentual (%)
		1	2	3	4	5				
Protótipo	100 mA, 90 kV	2,32	2,72	2,69	2,33	2,39	2,49	0,20	8,0	5,63
	100 mA, 80 kV	2,87	2,50	1,86	2,01	2,50	2,35	0,41	17	0,71
	100 mA, 70 kV	0,97	0,97	3,72	3,62	3,45	2,55	1,4	56	54,23
	100 mA, 60 kV	0,46	0,45	0,49	0,46	0,45	0,46	0,013	2,9	57,42
Equipamento Padrão	100 mA, 90 kV	2,46	2,83	2,84	2,46	2,60	2,64	0,19	7,3	-
	100 mA, 80 kV	2,82	2,29	2,19	2,23	2,29	2,36	0,26	11	-
	100 mA, 70 kV	1,52	1,92	1,55	1,55	1,73	1,65	0,17	10	-
	100 mA, 60 kV	1,09	1,08	1,10	1,10	1,07	1,09	0,01	1,1	-

Na Tabela 4.2, avaliando-se as medidas do protótipo verifica-se um bom desempenho nas faixas de tensão de 70 e 80 kV, tomando como parâmetro os desvios verifica-se que os dois medidores na faixa de tensão de 70 kV apresentaram valores equivalentes de 0,08 no desvio padrão e um erro percentual de 8,75 % na média dos valores de dose, comparando o protótipo com o equipamento de controle.

O desempenho do protótipo na faixa de tensão de 80 kV, na Tabela 4.2, apresenta 7,46% em seu desvio padrão relativo com o valor próximo em comparação com o padrão que foi de 7,71%, demonstrando um desempenho

equivalente entre os medidores. O erro relativo percentual do protótipo na média da medida apresentou 11,50% em comparação com o equipamento de controle, assim apresentando 1,5% acima do limite aceitável das medidas que é em torno de 10%. Nas faixas de 60 e 90 kV, de tensão aplicada ao tubo o protótipo apresentou valores de 24,79% e 27,49% de erros relativos percentuais, tomando o equipamento de controle como referência, assim demonstrando limites muito acima dos praticados em medições de radiodiagnóstico.

Tabela 4.2: Valores de dose obtidos com o protótipo e o equipamento de referência utilizando corrente do tubo de 177 mA e tempo de 100 ms fixos, tensão aplicada ao tubo variando de 60 a 90 kV

Equipamento de medida	Parâmetros selecionados	Valores medidos de dose (mGy)					Média	Desvio Padrão	Desvio Padrão Relativo (%)	Erro relativo percentual (%)
		1	2	3	4	5				
Protótipo	177 mA, 90 kV	4,67	4,28	4,26	3,72	3,75	4,14	0,40	9,69	24,79
	177 mA, 80 kV	3,45	3,05	3,38	3,65	3,21	3,35	0,25	7,46	11,50
	177 mA, 70 kV	2,70	2,71	2,57	2,70	2,56	2,65	0,08	2,93	8,75
	177 mA, 60 kV	1,37	1,84	1,40	1,25	1,48	1,47	0,23	15,41	24,49
Equipamento Padrão	177 mA, 90 kV	5,22	5,86	5,90	5,24	5,27	5,50	0,35	6,33	-
	177 mA, 80 kV	3,93	3,44	3,76	4,13	3,68	3,79	0,29	7,71	-
	177 mA, 70 kV	2,97	2,93	2,81	2,99	2,83	2,90	0,08	2,82	-
	177 mA, 60 kV	1,99	2,04	2,03	1,99	2,07	2,02	0,03	1,72	-

4.2 RESPOSTA EM FUNÇÃO DO TEMPO DE EXPOSIÇÃO

Os quadros de medidas das Tabelas 4.3 e 4.4 apresentam um conjunto de dados dos dois equipamentos medidores de tempo de exposição (ms) tomados como referência para avaliar o desempenho do protótipo desenvolvido. Utilizou-se para aquisição das leituras dos medidores uma corrente do tubo com 100 mA e 80 kV de tensão aplicada ao tubo de raios X como parâmetros fixos do equipamento de radiodiagnóstico. A Tabela 4.3 apresenta as leituras do tempo com o equipamento de controle e na Tabela 4.4 com o equipamento desenvolvido.

Avaliando-se os desvios padrões relativos alcançados com a instrumentação desenvolvida na Tabela 4.4, verifica-se que os valores foram superiores comparados com os desvios alcançados com o equipamento padrão, mas com o desvio padrão relativo abaixo dos 10 % nas faixas 100 ms, 400 ms, 600 ms, 800 ms e 1000 ms que se torna aceitável em aplicações práticas de equipamentos medidores de tempo de exposição. Os erros relativos percentuais alcançados com o equipamento desenvolvido apresentaram valores abaixo dos 10 % em comparação com o equipamento de referência nos tempos de 100 ms, 400 ms, 700 ms e 1000 ms com os respectivos valores 3,72 %, 4,84 %, 4,70% e 4,15 %. Com tempo de 600 ms, o protótipo apresentou um valor 10,66 % de erro relativo, apresentando 0,66 % acima dos 10 % do valor aceitável do equipamento de referência.

Tabela 4.3: Valores de tempo medido com o equipamento de controle

Tempo Selecionado (ms)	Valores medidos de tempo de exposição (ms)					Média	Desvio Padrão	Desvio Padrão Relativo (%)
	1	2	3	4	5			
100	102	102	102	103	103	102	0,45	0,44
150	151	150	151	152	152	151	0,77	0,51
200	204	211	204	204	204	205	3,3	1,6
300	294	294	293	295	293	294	0,58	0,20
400	403	402	403	402	403	403	0,47	0,12
600	600	593	587	593	594	593	4,5	0,75
800	778	778	778	778	779	778	0,23	0,03
1000	976	969	967	976	969	971	4,2	0,43

Tabela 4.4: Valores de tempo medido com o protótipo desenvolvido

Tempo Selecionado (ms)	Valores medidos de tempo de exposição (ms)					Média	Desvio Padrão	Desvio Padrão Relativo (%)	Erro relativo percentual (%)
	1	2	3	4	5				
100	99	97	99	97	100	98	1,3	1,4	3,72
150	145	144	202	222	219	186	39	21	23,23
200	199	272	269	275	274	258	33	11	25,58
300	287	359	285	288	285	301	33	14	2,38
400	396	385	396	465	469	422	41	9,7	4,84
600	664	652	651	659	657	657	5,3	0,81	10,66
800	841	773	842	844	774	815	38	4,6	4,70
1000	1040	1020	948	1030	1020	1010	36	3,6	4,15

4.3 REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DOS RESULTADOS

As Figuras 4.1 e 4.2 mostram as curvas de calibração obtidas com as respostas do protótipo em relação a dose, utilizando os pontos médios e os desvios padrões em cada ponto com base nos valores da Tabela 4.1 e 4.2 correspondente ao protótipo e ao equipamento de referência.

Os resultados mostraram um comportamento linear das leituras obtidas do protótipo em conformidade com processamento feito com o Matlab na caracterização do sensor. A curva de calibração da Figura 4.1, que se ajustou aos pontos, apresenta uma equação da reta $y = 1,3645x - 1,0032$ e $R^2 = 0,9883$ (coeficiente de correlação). Vale ressaltar que foi retirado o ponto relativo a faixa de tensão aplicada ao tubo de 70 kV por está em total discordância com a linearidade do conjunto de pontos medidos.

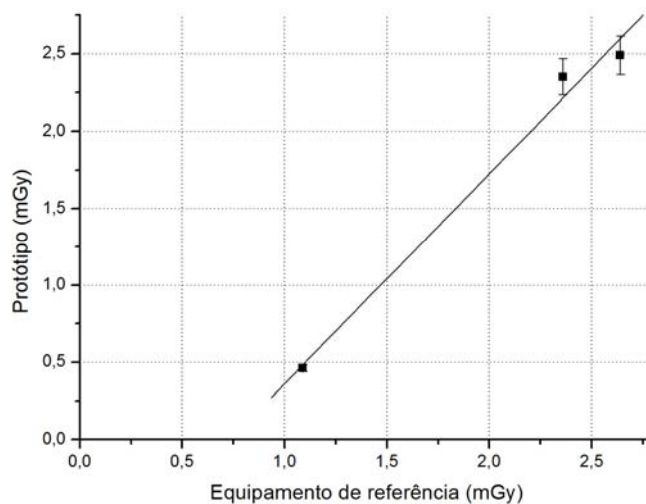


Figura 4.1: Curva de calibração da dose com os dados da Tabela 4.1

Na Figura 4.2, a curva que se ajustou aos pontos apresenta uma equação da reta $y = 0,8556x + 0,1581$ e $R^2 = 0,9701$ (coeficiente de correlação), porém o coeficiente de correlação apresentou um valor inferior, quando comparado com o valor de $R^2 = 0,9929$ (coeficiente de correlação) da Figura 3.13, alcançado com processamento feito com o Matlab.

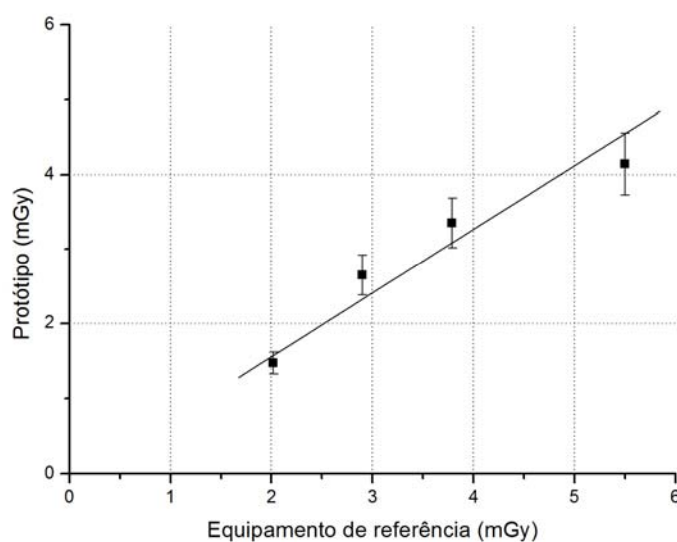


Figura 4.2: Curva de calibração da dose com os dados da Tabela 4.2

A Figura 4.3 apresenta a reta de calibração construída com os pontos médios do equipamento padrão e o protótipo com os desvios em cada ponto a partir das Tabelas 4.3 e 4.4. O ajuste da reta mostrou um comportamento linear com a equação da reta de calibração com $y = 1,1015x - 5,1764$ com um coeficiente de correlação de 0,9884 o que garante valores muito próximos do valor de correlação ideal que é igual a 1.

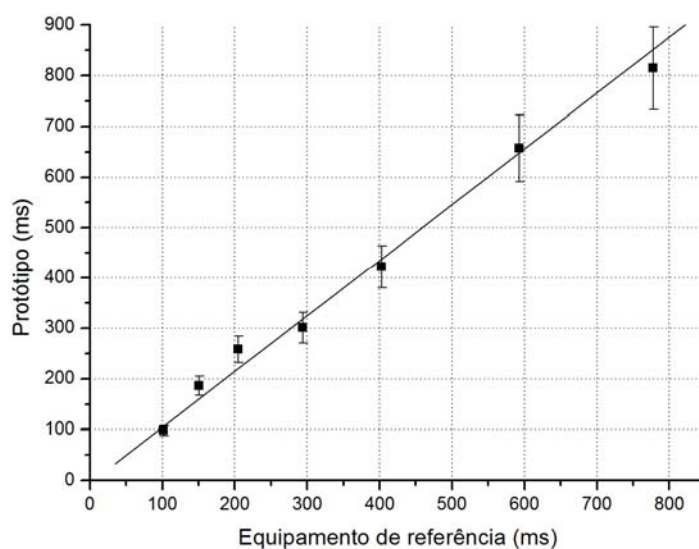


Figura 4.3: Curva de calibração do tempo de exposição com os dados das Tabelas 4.3 e 4.4

4.4 DISCUSSÕES DOS RESULTADOS

Durante as medições com o protótipo, algumas dificuldades foram encontradas para aquisição dos dados. O hardware de processamento não apresentou uma boa reprodução das medidas realizadas, gerando assim algumas desconformidades de medidas em relação ao modelo alcançado com o processamento do sinal do sensor realizado com o Matlab. Essa etapa é uma das contribuições do trabalho, pois com um circuito de condicionamento simples, um osciloscópio e um microcomputador verificou-se a possibilidade de caracterizar sensores semicondutores para aplicação em radiodiagnóstico.

A adição do filtro Notch no circuito para retirar o ruído de 60 Hz, identificado no sinal do sensor, introduziu uma constante de tempo no sinal de aproximadamente 25 ms, que foi identificado após algumas medidas para a calibração do protótipo. Portanto, inserindo em algumas aquisições do sinal valores de tempo acima dos valores medidos com o equipamento de referência, conseqüentemente prejudicando a estimativa da dose que possui correlação direta com o tempo medido. A alternativa para obter um processamento com do tempo em conformidade com o padrão é uma modificação no hardware, utilizando o sinal com a origem antes do filtro para ser processado e medido o tempo, tendo em vista que avaliações com os dois sinais conjugados, ver Figura 3.9, verifica-se que a duração do sinal sem passar pelo filtro apresenta uma resposta no tempo em concordância com o tempo real de 100 ms. A modificação em hardware não foi possível ser realizada, pois a necessidade de conclusão do trabalho com o tempo determinado foi preponderante ficando a modificação para ser realizada em trabalhos futuros.

A técnica utilizada para processar o sinal também apresentou ineficiência na estimativa do tempo. A Figura 4.4 apresenta um exemplo com dois sinais representando o sinal do sensor para medição do tempo de acordo com a técnica que foi discutida no item 3.7.3.2 do trabalho, no entanto com o limite de ruído fixo estabelecido no programa para iniciar o processamento dos sinais em várias medições apresentaram valores de tempo superiores ao padrão. A Figura 4.4 mostra um exemplo com dois sinais, o sinal A de pequena amplitude com o Tempo(1) apresenta um valor de tempo em concordância com o padrão, mas o mesmo não acontece com o sinal com o Tempo(2), pois com o ponto “c” de discriminação que finalizar a aquisição do sinal encontra-se com o tempo superior ao tempo fixo estabelecido para aquisição das medidas, assim comprometendo a medida do tempo e comprometendo a medida da dose. A alternativa é estabelecer a medida do tempo a partir da sugestão que foi determinada com o sinal independente antes do filtro, que apresenta uma concordância com o tempo padrão e modificar o programa para aquisição do sinal de entrada do microcontrolador para tratar o tempo independente e assumir o valor calculado para a integral do sinal.

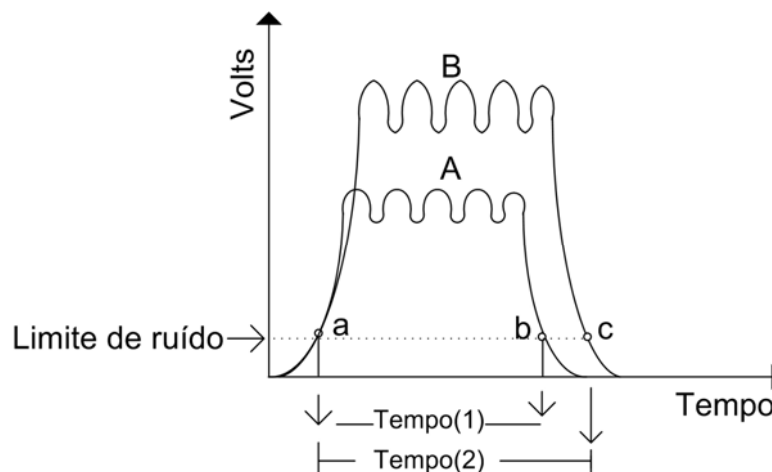


Figura 4.4: Técnica para estimação do tempo de exposição do protótipo

Considerando as dificuldades apresentadas e verificando as possibilidades de melhoramento do sistema proposto, identifica-se uma necessidade de substituição da tecnologia de processamento do microcontrolador para um DSP (*DIGITAL SIGNAL PROCESSING*). O DSP substituindo o microcontrolador proporcionará uma diminuição do hardware, pois a etapa para filtrar o sinal seria realizada de forma digital no programa do próprio DSP, assim eliminando o ruído e reconstruindo o sinal filtrado para o devido tratamento para medir dose e tempo de exposição. Além disso, uma arquitetura de processamento utilizando o DSP é mais robusta, com capacidade de integrar a medição de outros parâmetros como HVL e kVp.

Capítulo 5

5 CONCLUSÃO

Neste trabalho, foram apresentados a metodologia utilizada e os dados experimentais relevantes alcançados no desenvolvimento do protótipo para medir dose e tempo de exposição de raios X, utilizando detector de baixo custo à base de estado sólido.

Para valores de medida de dose na faixa de tensão aplicada ao tubo de 70 kV e 80 kV, com a corrente do tubo de 177 mA, verificou-se a viabilidade de uso do protótipo, pois foi possível obter desvios padrões relativos percentuais e erros relativos, quando comparado com o equipamento de referência, valores aceitáveis abaixo dos 10 % de variação da medida que é estabelecido por normas de instrumentação aplicadas ao controle de qualidade em radiodiagnóstico [41]. Nas medidas da dose, com a corrente do tubo em 100 mA, a tensão na faixa de 90 kV foi que apresentou melhor concordância nas medidas com o desvio padrão relativo de 8 % e o erro relativo percentual de 5,6 %.

Nas leituras de tempo de exposição, os erros relativos percentuais alcançados com o equipamento desenvolvido apresentaram valores abaixo dos 10 % em comparação com o equipamento de referência nos tempos de 100 ms, 400 ms, 700 ms e 1000 ms.

Na representação gráfica dos resultados experimentais, verificou-se um comportamento linear nas medidas de dose, portanto confirmando o modelo estimado na etapa de caracterização do sensor utilizando o software Matlab. Assim, verifica-se que foi uma etapa importante no desenvolvimento do protótipo que identificou a viabilidade de utilização do sensor comercial na aplicação de detecção em raios X diagnóstico. Portanto, é uma contribuição relevante no desenvolvimento do trabalho.

Por outro lado, verificou-se que é preciso alguns ajustes no circuito e no bloco de processamento do sinal para melhorar o cálculo do tempo. Assim, irá melhorar a reprodução das medidas realizadas, proporcionando valores de dose em concordância com o padrão.

Foi possível alcançar o objetivo do projeto com o desenvolvimento de um protótipo capaz de medir dose e tempo de exposição, mesmo que o sistema ainda necessite de um aprimoramento da eletrônica e seja submetido a testes de desempenho da instrumentação para aplicação em campo nos testes de controle de qualidade em radiodiagnóstico.

Desta forma, o trabalho traz uma contribuição de desenvolvimento tecnológico para a área de controle de qualidade em radiodiagnóstico, verificando a possibilidade de desenvolvimento de equipamentos nacionais de baixo custo, na implantação de programas de garantia de qualidade e fiscalização dos serviços de radiodiagnóstico, facilitando o acesso a esses equipamentos e reduzindo os custos para o sistema de saúde.

Na perspectiva de desenvolvimento de trabalhos futuros propõe-se as seguintes alternativas de pesquisas:

1- Melhorias no circuito eletrônico, com a substituição por componentes de maior precisão, bem como uma tentativa de mudança de tecnologia de componente para SMD (*Superficial Monting Device*) para diminuir o tamanho do dispositivo.

2- Modificação do circuito eletrônico para realizar aquisição do sinal para medição do tempo com a origem antes do filtro do circuito, assim tornado-se independente do sinal que irá ser integrado melhorando a estimativa no cálculo da dose.

3- Na tentativa de melhorar o processamento do sinal e reduzir a composição do hardware do circuito, fazer a substituição do microcontrolador por um DSP, assim facilitando o tratamento do sinal para uma plataforma de processamento digital, melhorando a precisão das medidas, repetibilidade e possibilitando a integração de mais parâmetros de medição não invasiva como o HVL e kVp.

Publicações durante o Mestrado:

- 1 - Rocha, Bruno L. M; Oliveira, Amauri; Navarro, Marcus V. T. Caracterização de fotosensores comerciais para aplicações em radiodiagnóstico, Sociedade Brasileira de Automática. 2008, Sociedade Brasileira de Automática: Juiz de Fora-MG.

- 2 - Rocha, Bruno L. M; Oliveira, Amauri; Navarro, Marcus V. T. Desenvolvimento de um protótipo microcontrolado para medição de dose em equipamentos de radiodiagnóstico convencional. Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. 2008. Salvador-BA: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica.

APÊNDICE A - CÓDIGO FONTE DO PROGRAMA COMENTADO

```

#include"C:\Documents and Settings\brunolmr\Meus documentos\Bruno\Medidor1.h"
//parametros de inicialização e funcionamento do PIC
#include <LCD.C> //Biblioteca de funcionamento do LCD
#define DELAY
#define LIM_DETECT

//Variaveis globais
int16 cont = 0;

//Interrupções

#int_TIMER1
TIMER1_isr()
{
    cont++;
}
////////////////////////////////////
void main()
{
    unsigned int16 t1=0, t2=0, i=0;
    int1 flag = 0;
    int foco = 200;
    float coef_A = 0.0213;
    float coef_B = 0.01713; //Valores default para corrente do tubo de 100/200mA
    float tempo=0, amp=0, amplitude=0, dose=0;
    int1 p = 0;
    set_tris_a (0x05); //
    set_tris_b (0x08);
    setup_adc_ports(sAN0|VSS_VDD); //Configura a porta A0 como entrada analógica
    setup_adc(ADC_CLOCK_DIV_2); //Configura a taxa de amostragem do sinal.
    setup_spi(FALSE); //Desativa interface serial/paralela
    setup_timer_0(RTCC_INTERNAL|RTCC_DIV_8); //Configura o TIMER0.
    setup_timer_1(T1_INTERNAL|T1_DIV_BY_1); //Configura o TIMER1.
    setup_timer_2(T2_DISABLED,0,1); //TIMER2 desativado
    setup_comparator(NC_NC_NC_NC); //Desativa todos os comparadores
    setup_vref(FALSE); //Desabilita a tensão de referência
    lcd_init(); //Inicializa rotinas do LCD
    lcd_gotoxy(1,1); //coluna 1, linha 1
    lcd_putc("Dose:");
    printf(lcd_putc,"%4.2f",dose);
    lcd_gotoxy(1,2);
    printf(lcd_putc,"Tempo:");
    printf(lcd_putc,"%4.3f",tempo);
    lcd_gotoxy(14,1);
    escreve_decimal(foco,3);
    setup_oscillator(False); //Desabilita oscilador interno enable_interrupts(GLOBAL);
    for(;;) //O programa entra em um loop.
    {

```

```

    amplitude = read_ADC();
    if (amplitude > LIM_DETECT)    //Se a tensão do sinal for maior que o limite de
    detecção, integre.
    {
        cont = 0;
        p = true;
        enable_interrupts(INT_TIMER1);
        t1 = get_timer1();
        amp = amplitude;
        i=1;    // Identificar o número de amostras.
        amplitude = read_ADC();
        while(amplitude > LIM_DETECT)    {
            amp += amplitude;
            i++;    // para saber o número de amostras. apagar depois e o declarado
acima.
            // delay_us(50);
            amplitude = read_ADC();    // =5.3/(2^10-1)
        }
        t2=get_timer1();
        disable_interrupts(INT_TIMER1);
        tempo = ((65535 - t1) + ((cont - 1) * 65536) + t2);    // Calculando o tempo.
        tempo *= 1E-6;    // Convertendo em milisegundos
        amp = (amp * 2.072336E-6);    // = amp * 5.18084E-3 * 300E-6. converte em Vs
        }//fim do if

    if (p == 1)
    {
        dose = (amp+coef_B)/coef_A;
        lcd_gotoxy(1,1);    //coluna 1, linha 1
        lcd_putc("Dose:");
        printf(lcd_putc,"%3.3f",dose);
        lcd_gotoxy(1,2);
        printf(lcd_putc,"Tempo:");
        printf(lcd_putc,"%4.3f",tempo);
        lcd_gotoxy(12,2);    //coluna 13, linha 2
        escreve_decimal((int16)amp,1);    lcd_putc(".");
        escreve_decimal((int16)(amp*1000)%1000,3);    // Exibe valor da TENSÃO
INTEGRADA.
        /*
        delay_ms(3000);
        lcd_gotoxy(13,2);    //coluna 13, linha 2
        printf(lcd_putc,"T:");
        printf(lcd_putc,"%f40",amp);    // Exibe valor do sinal de tensão integrada.
        delay_ms(3000);*/
        p=false;
    }
    if (p == 0)
    {
        lcd_gotoxy(14,1);
        escreve_decimal(foco,3);
        set_tris_b (0x08);
    }

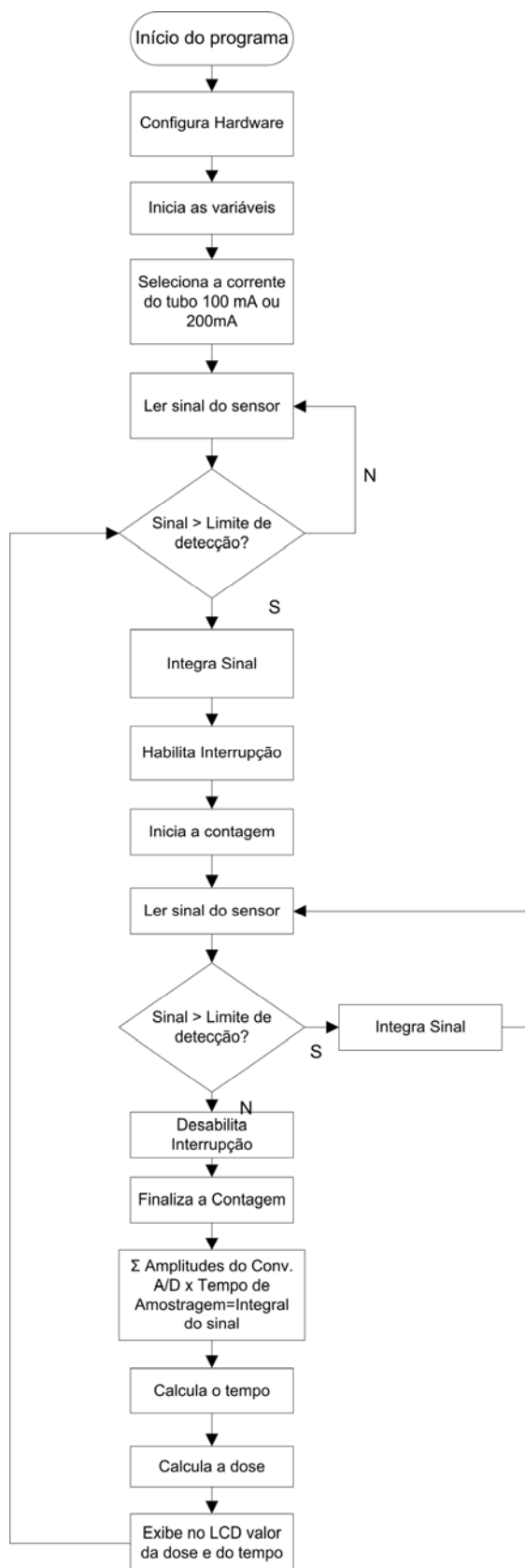
```

```

if ((input(PIN_B3))&&(flag==1)) {
    delay_ms(DELAY);
    if (input(PIN_B3) == 1) {
        coef_A = 0.0213; //Valor para corrente do tubo de 200mA
        coef_B = 0.01713;
        foco = 200;
        flag = 0;
    }
}
if ((input(PIN_B3)==1)&&(flag==0)) {
    delay_ms(DELAY);
    if (input(PIN_B3) == 1) {
        coef_A = 0.01959; //Valores para corrente do tubo de 100mA
        coef_B = 0.008334;
        foco = 100;
        flag = 1;
    }
}
}
}
}
}
}

```

APÊNDICE B - FLUXOGRAMA DO PROGRAMA



REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] OPAS, *Organización, desarrollo, garantía de calidad y radioprotección en los servicios de radiología: imaginología y radioterapia*. 1997, Washington DC.
- [2] ORGANIZATION, O.W.H., *Quality Assurance in Radiology*. 1982: Geneva.
- [3] NUCLEAR, C.C.N.D.E., *NE -3.01.Dispõe sobre as Diretrizes Básicas de Radioproteção*. 1988, Diário Oficial da União: Brasília.
- [4] PAULO, S., *Resolução SS No 625. Aprova Norma Técnica que dispõe sobre o uso, posse e armazenamento de fonte de radiação ionizante no Estado de São Paulo*, S.d.E.d. Saúde, Editor. 1994, Diário Oficial do Estado: SÃO PAULO.
- [5] BRASIL, *Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico: Portaria No 453*, M.d.S.S.d.V. Sanitária, Editor. 1 de junho de 1998, Diário Oficial da União: Brasília.
- [6] R. A. Barbosa, R.T.I., L. Tauhata, R. Poledna (1999) *Determining parameters of photodiodes which are characteristic from ionization chambers following IEC 731-1982 standards*. Radiation Protection Dosimetry, 353-357
- [7] L.A.P.Santos, E.F.d.S.J., E. Vilela (2002) *Filtered x ray beam dosimetry from 10^{-3} to 10^2 Gy dose range by using phototransistor*. Radiation Protection Dosimetry, 145-148
- [8] Batista, E.V. *Estudos da resposta de fotodiodos para calibração de feixes mamográficos*. in *Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica*. 2004. João Pessoa: SBEB.
- [9] Rego, P.V., *Caracterização de fototransistor npn para espectrometria de raios-x diagnóstico*, in *Departamento de Energia Nuclear*. 2007, Universidade Federal de Pernambuco: Recife.
- [10] Barlett, D.T. (1993) *Electronic doseimeters: use in personal dosimetry*. Radiation Protection Dosimetry, 335-339

- [11] L.A.P.Santos, F.R.B., J.A.Filho, E. F. da Silva (2006) *Precise dose evaluation using a commercial phototransistor as a radiation detector*. Radiation Protection Dosimetry , 60-63 DOI: 10.1093/rpd/nci608
- [12] Luiz Antônio P. dos Santos, C.A.R. *Cronômetro do tempo de exposição em radiodiagnóstico utilizando fototransistores como detector de radiação*. in *Sociedade Brasileira de Metrologia*. 2003. Recife: Sociedade Brasileira de Metrologia.
- [13] J. M. R. Neto, J.F.d.S., João Bosco de Aquino Silva, Carlos Austerlitz A L Campos. *Sistema de medição de tempo de exposição de raios x odontológico*. in *Sociedade Brasileira de Metrologia*. 2003. Recife.
- [14] Batista, E.V., *Sistema dosimétrico microcontrolado, baseado em detectores semicondutores, para análise de desempenho de equipamentos mamográficos*, in *Departamento de Energia Nuclear*. 2006, Universidade Federal de Pernambuco: Recife.
- [15] M.C. Silva, P.L., S.B. Herdade, P.R. Costa, R.A. Terrine, *Determinação da tensão aplicada a tubos de raios x através do espectro de bremsstrahlung obtido com um fotodiodo PIN*, in *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*. 2000, SBEB- Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica.
- [16] Onusic, D.M., *Construção de um dispositivo eletrônico para determinação de camada semi-redutora em feixe de raios-x diagnóstico*, in *Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação*. 2005, Universidade Estadual de Campinas: Campinas.
- [17] A.C.Souares, J.C.d., *Princípios de Física em Radiodiagnóstico*. 2002: Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem.
- [18] Wehe, D.K., *Currents trends in ionizing radiation detection*, in *Nuclear Engineering and Technology* 2006.
- [19] Tauhata, L., Salati, I.P.A., Prinzie, R.D., Prinzie, ARD, *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos*. Vol. 4. 2002, Rio de Janeiro: IRD;CNEN. 239.
- [20] Colin J. Martin, D.G.S., *Practical Radiation Protection in Health Care*. 2002, New York: Oxford.
- [21] Conti, L.F.d.C., *Instrumentação Nuclear*. 2002, IRD: Rio de Janeiro. p. 72.

- [22] S. S. Kapoor, V.S.R., *Nuclear Radiation Detectors*. 1986: John Wiley and Sons Ltd.
- [23] Larry A. DeWerd, L.K.W. (1999) *Characteristic of radiation detectors for diagnostic radiology*. *Applied Radiation and Isotopes*, 125-136
- [24] Barthe, J. (2001) *Electronic dosimeters based on solid state detectors* . *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B*, 158-189
- [25] Moy, J.-P. (2000) *Recent developments in X-ray imaging detectors*. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, 26-37
- [26] G. Ramanathan, H.M., T. V. Venkateswaran (1991) *Portable radiation monitor for diagnostic x-ray machine*. *Radiation Protection Dosimetry* , 129-132
- [27] Lutz, G. (1995) *Silicon radiation detectors*. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, 21-33
- [28] Knoll, G.F., *Radiation detection and measurement*. 3 ed. 1999, USA: John Wiley & Sons.
- [29] S Middelhoek, A.A.B.e.a. (1995) *Silicon sensors*. *Meas. Sci. Technol*, 1641-1658
- [30] Spear, J.D. (2005) *Shot noise in x-ray measurements with p-i-n diodes*. *Review of scientific instruments*.
- [31] Kiyoshi Aoki, M.K. (1989) *Measurement of diagnostic x-ray spectra using a silicon photodiode* *Medical Physics*.
- [32] R.H.Olsher, Y.E. (1996) *A filter technique for optimising the photon energy response of silicon PIN diode dosimeter* *Radiation Protection Dosimetry*, 271-279
- [33] Associates, C.-R. *Silicon PIN Diode Radiation Detectors*. 1999 [cited; Available from: www.carroll-ramsey.com/detec.htm].
- [34] Joel E. Gray, N.T.W., John Stears, Eugene D. Frank, *Quality control in diagnostic imaging*. 1983, Minnesota: Aspen Publishers.
- [35] AB, U.I., *Instruction Manual Mult-O-Meter*. 2001, Unfors Instruments: Sweden.
- [36] Victoreen, *Instruction Manual X-ray Test Device Model 4000 M+*. 1987, Victoreen.

- [37] Silva, J.O.d., *Avaliação dos parâmetros dosimétricos em feixes de fótons de radioterapia usando fototransistor smt*, in *PROTEN*. 2008, UFPE: RECIFE.
- [38] Dereniak, E.L., Crowe, D. G., *Optical Radiation Detectors*. 1984: Jonh Wiley & Sons.
- [39] Mattei, A.L.P., *Detecção de Radiação em Sensores a Fibra*, in *Pós-Graduação do Instituto Tecnológico da Aeronáutica*. 1998, Instituto Tecnológico da Aeronáutica: São José dos Campos - SP.
- [40] Gimenez, S.P., *Microcontroladores 8051: Teoria do Hardware e do software/ Aplicações em controle digital/ Laboratório e simulação*. 2002, São Paulo: Pearson Education do Brasil.
- [41] (AAPM), A.A.o.P.i.M., *Instrumentation requirements of diagnostic radiological physicists*, in *AAPM REPORT NO. 60*. 1998, p. 40.