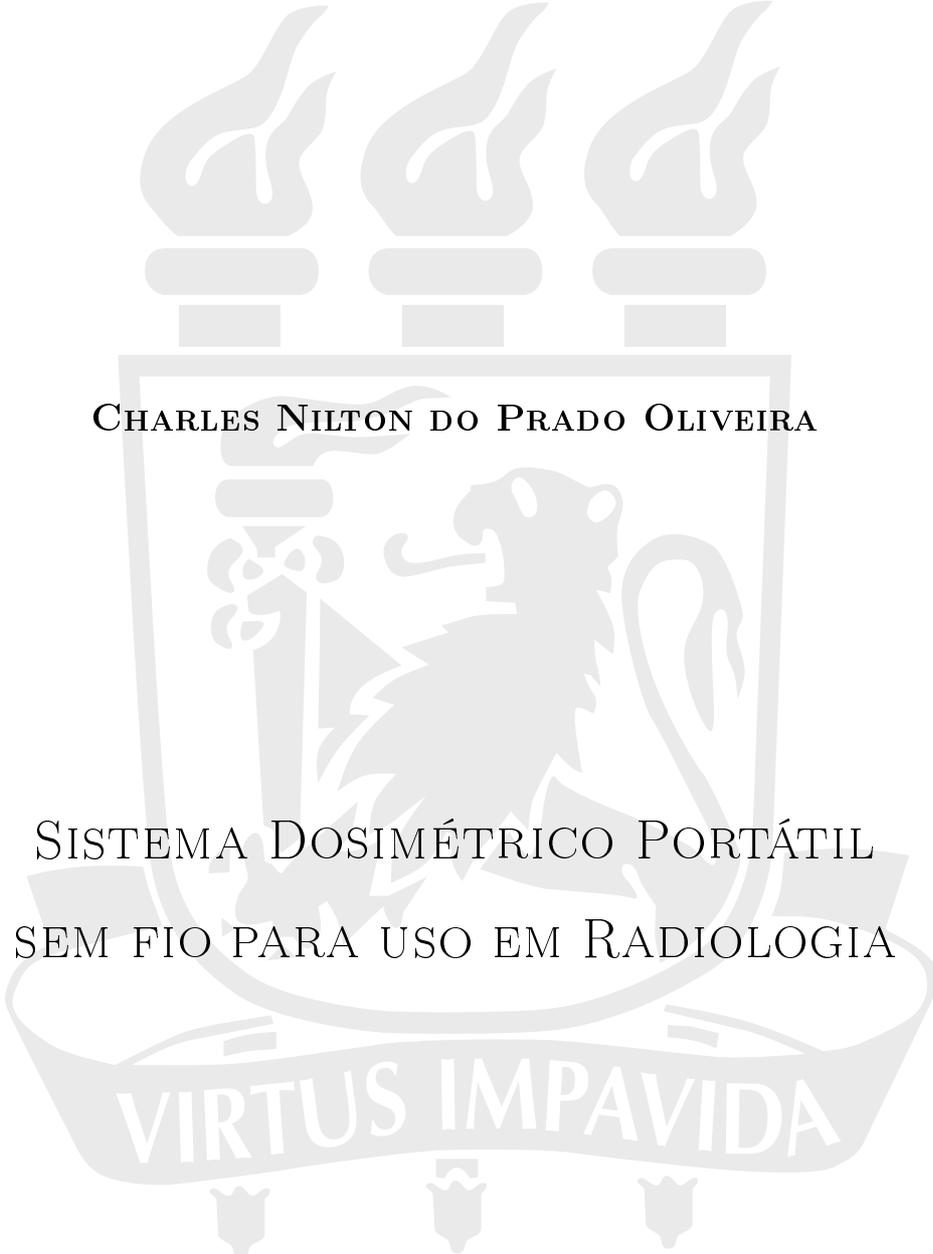


UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
ESCOLA DE ENGENHARIA DE PERNAMBUCO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA



CHARLES NILTON DO PRADO OLIVEIRA

SISTEMA DOSIMÉTRICO PORTÁTIL
SEM FIO PARA USO EM RADIOLOGIA

VIRTUS IMPAVIDA

RECIFE, AGOSTO DE 2015.

CHARLES NILTON DO PRADO OLIVEIRA

SISTEMA DOSIMÉTRICO PORTÁTIL
SEM FIO PARA USO EM RADIOLOGIA

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Pernambuco como parte dos requisitos para obtenção do título de **Mestre em Engenharia Biomédica**.

ORIENTADOR: PROF. DR. EDVAL JOSÉ PINHEIRO SANTOS.

COORIENTADORA: PROFA. DRA. HELEN JAMIL KHOURY.

Recife, Agosto de 2015.

©Charles Nilton do Prado Oliveira, 2015.

Catálogo na fonte
Bibliotecária Margareth Malta, CRB-4 / 1198

O48s Oliveira, Charles Nilton do Prado.
Sistema dosimétrico portátil sem fio para uso em radiologia / Charles Nilton do Prado Oliveira. - Recife: O Autor, 2015.
181 folhas, il., gráfs., tabs.

Orientador: Prof. Dr. Edval José Pinheiro Santos.
Coorientadora: Profa. Dra. Helen Jamil Houry.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG.
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, 2015.
Inclui Referências e Apêndices.

1. Engenharia Biomédica. 2. Radiologia intervencionista. 3.
Detectores semicondutores. 4. Dosimetria. I. Santos, Edval José Pinheiro.
(Orientador). II. Houry, Helen Jamil. (Coorientadora). III. Título.

UFPE

610.28 CDD (22. ed.)

BCTG/2015-273

CHARLES NILTON DO PRADO OLIVEIRA

**SISTEMA DOSIMÉTRICO PORTÁTIL SEM FIO
PARA USO EM RADIOLOGIA**

Esta Dissertação foi julgada adequada para a
obtenção do título de Mestre em Engenharia
Biomédica e aprovada em sua forma final pelo
Orientador e pela Banca Examinadora.

Prof. Dr. Edval José Pinheiro Santos, UFPE
Ph.D. pela Cornell University, Ithaca, EUA
Orientador

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Edval José Pinheiro Santos, UFPE
Ph.D. pela Cornell University, Ithaca, EUA

Profa. Dra. Carmen Cecília Bueno, IPEN-CNEN/SP
Doutora pelo Instituto de Pesquisas Energéticas
e Nucleares/USP, São Paulo, Brasil

Prof. Dr. Vinicius Saito Monteiro de Barros, UFPE
Doutor pela Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil

Profa. Dra. Rosa Amalia Fireman Dutra
Coordenador do Programa de
Pós-graduação em Engenharia Biomédica

Recife, Agosto de 2015

*À minha família, que tanto
admiro e sempre me incentivou.*

AGRADECIMENTOS

Ao Dr. Edval José Pinheiro Santos pela sua orientação dedicada que muito contribuiu para consolidação deste trabalho.

À Dra. Helen Jamil Khoury pela orientação, por sua amizade incondicional e confiança depositada em mim.

Ao meu amigo Antônio Negreiros pela indispensável contribuição técnica para realização desta pesquisa.

Aos amigos Daniel, Lenon, Leonardo, Marcos e William que ajudaram em vários momentos durante a realização do trabalho.

A todos os colegas e amigos do Grupo de Dosimetria e Instrumentação Nuclear pelo apoio e pelas discussões.

Aos alunos e funcionários do Laboratório de Dispositivos e Nanoestruturas pela orientação e troca de experiências.

Aos meus pais Nilton Lins e Ana Maria, e a minha esposa Íris Santos que sempre incentivaram minha evolução profissional e me apoiaram em todos os momentos.

A Deus pelo existir.

CHARLES NILTON DO PRADO OLIVEIRA

Universidade Federal de Pernambuco

21 de Agosto de 2015

"E não vos conformei com este mundo, mas transformai-vos pela renovação de vosso entendimento, para que experimenteis qual seja a boa, agradável e perfeita vontade de Deus".

(BÍBLIA SAGRADA, Romanos 12:2)

Resumo da Dissertação apresentada à UFPE como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

SISTEMA DOSIMÉTRICO PORTÁTIL SEM FIO
PARA USO EM RADIOLOGIA
Charles Nilton do Prado Oliveira

Agosto/2015

Orientador: Prof. Dr. Edval José Pinheiro Santos.

Coorientadora: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury.

Área de Concentração: Bioengenharia.

Palavras-chaves: Radiologia intervencionista, detectores semicondutores, dosimetria.

Número de páginas: 164.

Para medir a dose em procedimentos que utilizam raios X foi desenvolvido um sistema dosimétrico. O equipamento desenvolvido consiste de um dosímetro portátil de leitura direta com base em detectores semicondutores e um sistema computacional de processamento de dados instalado em um computador. A comunicação entre o dosímetro portátil e o sistema computacional pode ser realizada via rede sem fio ou conexão USB. Diversos dosímetros podem ser conectados a um mesmo sistema computacional. Os dados que trafegam pela rede são transmitidos em tempo real para todos os usuários através de um protocolo de comunicação desenvolvido especialmente para este projeto. O sistema tem potencial de aplicação tanto na dosimetria de paciente como na monitoração ocupacional. O sistema dosimétrico foi testado nas qualidades de radiodiagnóstico definidas pela IEC 61267 denominadas de RQR3, RQR5, RQR8, RQR10. Na monitoração ocupacional foram utilizadas as qualidades de radioproteção definidas pela ISO 4037 conhecidas como N40, N60, N80, N100 e N120. Além disso, o dosímetro foi também avaliado com energias dos raios gama do Cs-137 e Co-60. Com base nos resultados, pode-se observar que a resposta do dosímetro possui coeficiente de variação menor 1 % e desvio padrão inferior a 10 % nos testes de reprodutibilidade. O sistema apresenta uma resposta linear quando exposto ao kerma no ar nas qualidades de radiação estudadas.

Abstract of Dissertation presented to UFPE as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Biomedical Engineering

PORTABLE WIRELESS DOSIMETRIC SYSTEM FOR USE IN RADIOLOGY

Charles Nilton do Prado Oliveira

August/2015

Supervisor: Prof. Dr. Edval José Pinheiro Santos.

Cosupervisor: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury.

Area of Concentration: Bioengineering.

Keywords: Interventional radiology, semiconductor detectors, dosimetry.

Number of pages: 164.

A dosimetric system has been developed for dose measurement in procedures which makes use of X-rays. The developed instrument consists of a semiconductor-detector based portable wireless dosimeter and a computational data processing system installed in a computer. Communication between the portable dosimeter and the system installed on the computer can be performed via wireless network or USB. Several portable dosimeters can be connected to one computational system. The data that travel over the network are transmitted in real time to all users through a communication protocol specifically designed for this application. The system has potential application in both for patient dosimetry and occupational monitoring. The dosimetric system has been tested at the IEC 61267 radiation qualities RQR3, RQR5, RQR8 and RQR10, for radiology, and, ISO 4037 N40, N60, N80, N100 and N120, for occupational monitoring. Moreover, the dosimeter has also been evaluated in gamma ray energies of Cs-137 and Co-60. Based on the results, one can observe that the dosimeter response has a coefficient of variation below 1 %, and a standard deviation lower than 10 % for reproducibility tests. The system displays a linear response when exposed to Air Kerma for the studied radiation qualities.

LISTA DE FIGURAS

1.1	Esquema básico de uma câmara de ionização.	8
1.2	Esquema básico de um transdutor semiconductor (KHOURY, 1999).	9
1.3	Resposta do fotodiodo AXUV100G.	12
1.4	Dosímetros com detector Gieger-Müller.	14
1.5	Dosímetros com câmara de ionização.	14
1.6	Formato do sinal no modo pulso.	15
1.7	Formato do sinal no modo corrente.	16
1.8	Acoplamento do detector no modo fotovoltaico.	17
1.9	Acoplamento do detector no modo fotocondutividade.	17
1.10	Probabilidade de interação dos raios X (HAMAMATSU, 2015).	18
1.11	Redução da dependência energética com filtros (SILVA, M.C., 1992).	19
1.12	Curva resposta dose dos fotodiodos (BATISTA, 2006).	19
1.13	Dosímetro com detector semiconductor.	22
1.14	Dosímetro do tipo filme radiográfico (MARTIN, 2008).	23
1.15	Dosímetros do tipo termoluminescentes (ALMEIDA et al., 2008).	24
1.16	Diagrama e o equipamento Harshaw TLD TM modelo 3500.	24
1.17	Geometria das grandezas dosimétricas em radiodiagnóstico (ICRU, 2005).	25
1.18	Aparelhos para controle de qualidade em equipamentos de raios X.	27
1.19	Dosímetros DoseAware, RaySafe i2 e tela de exibição de dose.	30
2.1	Diagrama de casos de uso.	36
2.2	Diagrama de implementação.	38
2.3	Diagrama de estados.	39
3.1	Transdutores semicondutores analisados.	44
3.2	Esquema do encapsulamento dos fotodiodos.	46
3.3	Equipamento de raios X Pantak modelo HF320.	46
3.4	Irradiador OB-25 e o controle de posicionamento.	47
3.5	Arranjo experimental e posicionamento do fotodiodo.	48
3.6	Reprodutibilidade do fotodiodo SFH206.	50
3.7	Reprodutibilidade do fotodiodo SFH205.	51
3.8	Reprodutibilidade do fotodiodo BPW34.	52
3.9	Reprodutibilidade do fotodiodo BPX90.	53

3.10	Resposta em função do kerma no ar nas qualidades de radioproteção.	54
3.11	Resposta em função do kerma no ar para qualidade N120.	55
3.12	Resposta em função do kerma no ar para Cs-137 e Co-60.	55
3.13	Resposta dos fotodiodos em função da energia da radiação.	57
3.14	Correntes geradas no fotodiodo BPW34.	58
4.1	Amplificador operacional AD8605.	62
4.2	Chave de controle digital ADG888 do tipo CMOS.	63
4.3	Esquema básico do eletrômetro com integrador não-inversor.	64
4.4	Esquema básico do eletrômetro com integrador inversor.	65
4.5	Simulação do amplificador conversor I-V.	67
4.6	Simulação do amplificador inversor.	67
4.7	Simulação do amplificador integrador inversor.	68
4.8	Tempo de integração do sinal no amplificador integrador inversor.	69
4.9	Simulação do eletrômetro com integrador não-inversor.	69
4.10	Simulação do eletrômetro com integrador inversor.	70
4.11	Comparação dos tempos baseados nas correntes do fotodiodo BPW34.	72
4.12	Tempo de integração para a corrente de 4,71 pA.	72
4.13	Tempo de integração para a corrente de 42,75 pA.	73
4.14	Circuito do eletrômetro montado dentro de uma caixa.	74
4.15	Oscilograma da frequência de corte dos amplificadores.	74
4.16	Oscilograma da velocidade de comutação dos amplificadores.	75
4.17	Oscilograma da integração de pulsos dos amplificadores.	76
4.18	Tensões encontradas nos circuitos do eletrômetro.	76
4.19	Amplificador operacional LMP7721.	78
4.20	Circuito completo do medidor radiológico (face superior).	78
4.21	Circuito completo do medidor radiológico (face inferior).	79
4.22	Esquema de um circuito com redundância de hardware.	80
4.23	Dosímetro com redundância de eletrômetros.	81
4.24	Baterias avaliadas para alimentar o dosímetro.	82
4.25	Avaliação da capacidade de corrente das baterias.	83
4.26	Circuito regulador de tensão com baterias de 9 V.	84
4.27	Encapsulamento tipo TQFP do MCU ATmega328.	86
4.28	Ambientes de desenvolvimento AVR Studio 4 e CodeBlocks.	88
4.29	Conversor USB para RS232 com chip FT232RL.	89
4.30	Programa de configuração do módulo APC220.	91
4.31	Conexão do APC220 ao computador via conversor RS232/TLL.	92
4.32	Conexão do APC220 ao microcontrolador.	93
4.33	Conectando o computador ao microcontrolador via APC220.	93
4.34	Testes dos controladores digitais com módulo APC220.	94
4.35	Frame do protocolo de comunicação de dados.	95
4.36	Fluxograma do protocolo de comunicação de dados.	96

4.37	Tela de login.	101
4.38	Tela de aquisição de dados e nível de exposição.	102
4.39	Componentes visuais da barra de nível de exposição.	103
4.40	Tela de aquisição de dados de paciente ou profissional.	103
4.41	Tela do histórico de dose de pacientes e da equipe médica.	104
4.42	Tela de cadastro de usuário.	104
4.43	Tela de pesquisa do banco de dados.	105
4.44	Tela de configuração e comunicação serial.	106
4.45	Tela de calibração do sistema dosimétrico	106
4.46	Tela de ajuda com tutorial da aplicação.	107
4.47	Banco de dados do sistema dosimétrico DoseSegura V1.0.	108
5.1	Reprodutibilidade do dosímetro na qualidade RQR8.	112
5.2	Resposta em função do kerma no ar qualidades de radiodiagnóstico.	113
5.3	Resposta em função do kerma no ar para Cs-137 e Co-60.	113
5.4	Resposta do dosímetro em função da energia da radiação.	115
5.5	Reprodutibilidade do dosímetro na qualidade N80.	116
5.6	Resposta em função do kerma no ar nas qualidades de radioproteção.	117
5.7	Resposta em função do kerma no ar na qualidade N120.	118
5.8	Resposta em função do kerma no ar para Cs-137 e Co-60.	118
5.9	Resposta do dosímetro em função da energia da radiação.	119
A.1	Esquema das grandezas da radiação ionizante (ICRP, 2007).	123
A.2	Relação entre as grandezas radiológicas.	131
B.1	Circuito para ajustar tensão de saída dos amplificadores.	132
B.2	Ajuste do primeiro estágio do eletrômetro.	133
B.3	Ajuste do segundo estágio do eletrômetro.	134
B.4	Tensões após ajuste dos circuitos eletrônicos.	134

LISTA DE TABELAS

1.1	Limites para ocorrência de efeitos determinísticos na pele (VAÑO et al., 2001).	2
1.2	Limites de doses anuais (CNEN, 2011).	5
1.3	Qualidades da radiação X para radiodiagnóstico (IEC 61267, 2005).	6
1.4	Qualidades da radiação X para radioproteção (ISO 4037, 1999).	7
1.5	Técnicas para desenvolver dependabilidade (AVIZIENIS et al., 2011).	22
1.6	Níveis de referência em radiodiagnóstico (LACERDA, 2007).	26
1.7	Características dos aparelhos Accu-Pro da Radcal e RaySafe Xi.	28
1.8	Características dos dosímetros eletrônicos RaySafe-i2 e DoseAware.	30
2.1	Especificações do dosímetro eletrônico aplicado em radiodiagnóstico ou radioproteção.	42
3.1	Características elétricas dos transdutores fotodiodos.	45
3.2	Parâmetros das qualidades em radioproteção do LMRI/UFPE.	47
3.3	Estudo da reprodutibilidade do fotodiodo SFH206.	49
3.4	Estudo da reprodutibilidade do fotodiodo SFH205.	50
3.5	Estudo da reprodutibilidade do fotodiodo BPW34.	51
3.6	Estudo da reprodutibilidade do fotodiodo BPX90.	52
3.7	Equações das restas e coeficientes R^2 dos fotodiodos.	56
3.8	Coefficientes angulares dos fotodiodos normalizados com Co-60.	57
3.9	Correntes do fotodiodo BPW34 em função das energias da radiação.	58
4.1	Consumo do dosímetro em cada estado de funcionamento.	82
4.2	Funções dos pinos do microcontrolador ATMega328.	87
4.3	Descrição dos pinos do módulo de comunicação APC220.	91
4.4	Parâmetros de configuração do módulo APC220.	92
4.5	Comandos enviados ao microcontrolador ATMega328.	95
4.6	Informações recebidas do microcontrolador ATMega328.	96
5.1	Estudo da reprodutibilidade do dosímetro na qualidade RQR8.	111
5.2	Energias da radiação e coeficientes angulares do dosímetro.	114
5.3	Estudo da reprodutibilidade do dosímetro na qualidade N80.	116
5.4	Energias da radiação e coeficientes angulares do dosímetro.	119

A.1	Fatores de peso da radiação W_R (ICRP, 2007).	127
A.2	Fatores de peso W_T para tecidos ou órgãos (ICRP, 2007).	128
A.3	Valores do fator de qualidade da radiação Q (ICRP, 2007; CNEN, 2011).	129
A.4	Resumo das grandezas e unidades radiológicas (ICRP, 2007).	131

CONTEÚDO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Princípio da Proteção Radiológica	3
1.1.1	Filosofia da proteção radiológica	4
1.1.2	Normas de qualidade para feixes de raios X	5
1.2	Características dos Transdutores	7
1.2.1	Câmara de ionização	7
1.2.2	Transdutores semicondutores	8
1.2.3	Outros transdutores	13
1.3	Tipos de Dosímetro	13
1.3.1	Dosímetros eletrônicos	13
1.3.2	Dosímetros com filmes radiográficos	22
1.3.3	Dosímetros com materiais TL	23
1.4	Dosimetria de Paciente e Ocupacional	25
1.5	Objetivos do Trabalho	31
1.6	Organização da Dissertação	32
2	CAPTURE DE ESPECIFICAÇÃO DO PROJETO	33
2.1	Descrição do Sistema	33
2.2	Casos de Uso	34
2.3	Implementação do Sistema	36
2.3.1	Visão estática	37
2.3.2	Visão dinâmica	38
2.4	Especificações do Dosímetro	41
2.5	Considerações Finais	42
3	CARACTERIZAÇÃO DOS DETECTORES SEMICONDUCTORES	43
3.1	Procedimentos de Caracterização dos Fotodiodos	43
3.2	Resposta dos Fotodiodos	49
3.2.1	Repetibilidade e reprodutibilidade	49
3.2.2	Resposta em função do kerma no ar	53
3.2.3	Resposta em função da energia da radiação	56
3.3	Considerações Finais	59

4	DESENVOLVIMENTO DO DOSÍMETRO	60
4.1	Desenvolvimento do Eletrômetro Integrador	60
4.1.1	Características dos circuitos eletrônicos	61
4.1.2	Simulações e resultados dos circuitos eletrônicos	66
4.1.3	Testes de bancada e resultados dos circuitos eletrônicos	73
4.1.4	Avaliações e resultados de baterias	81
4.2	Desenvolvimento do Controlador Digital	84
4.2.1	Sistema embarcado	85
4.2.2	Módulos de comunicação sem fio	89
4.3	Desenvolvimento do Protocolo de Comunicação	94
4.4	Desenvolvimento do Sistema Computacional	98
4.4.1	Desenvolvimento das interfaces gráficas	99
4.4.2	Desenvolvimento do banco de dados	107
4.5	Considerações Finais	108
5	CARACTERIZAÇÃO DO DOSÍMETRO	110
5.1	Estudo do Dosímetro para Radiodiagnóstico	111
5.1.1	Repetibilidade e reprodutibilidade	111
5.1.2	Resposta em função do kerma no ar	112
5.1.3	Resposta em função da energia da radiação	114
5.2	Estudo do Dosímetro para Radioproteção	115
5.2.1	Repetibilidade e reprodutibilidade	115
5.2.2	Resposta em função do kerma no ar	117
5.2.3	Resposta em função da energia da radiação	119
5.3	Considerações Finais	120
6	CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS	121
6.1	Contribuições	121
6.2	Trabalhos futuros	122
	Apêndice A GRANDEZAS E UNIDADES RADIOLÓGICAS	123
	Apêndice B AJUSTES DO DOSÍMETRO	132
	B.1 Regular Tensão de Saída dos Amplificadores	132
	Apêndice C ESQUEMA COMPLETO DO DOSÍMETRO	135
	C.1 Layout e Esquemático do Dosímetro	135
	Apêndice D MÁQUINA DE ESTADOS DO CONTROLADOR DIGITAL	137
	D.1 Algoritmo do Sistema Embarcado	137

Apêndice E INTERFACE DO SISTEMA COMPUTACIONAL	145
E.1 Tela de Login	145
E.2 Tela de Dose em Tempo Real	146
E.3 Tela de Dose Paciente ou Ocupacional	147
E.4 Tela de Cadastro de Usuário	149
E.5 Tela do Histórico de Dose	150
E.6 Tela de Comunicação Serial	151
E.7 Tela de Calibração dos Dosímetros	152
E.8 Tela de Ajuda com Tutorial	153
Referências	154

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

A aplicação das radiações ionizantes está difundida nos mais diversos setores da atividade humana, como saúde, indústria, pesquisa e outras. Estas aplicações empregam técnicas radiográficas para gerar imagens que podem ser utilizadas para diagnóstico ou tratamento de doenças diversas, e no setor industrial serve para controle de processos de produtos, controle de qualidade de soldas, medidores de nível e irradiação de alimentos (ARCHER, 2005).

As radiações ionizantes mais utilizadas em saúde são denominadas de raios X e raios gama, por razões históricas. Este tipo de radiação são ondas eletromagnéticas ou fótons de alta energia, sendo os raios X aplicados na sensibilização de filmes e raios gama no tratamento de doenças. As modalidades do diagnóstico por imagem é a área relacionada à utilização dos raios X para obtenção de imagens anatômicas e fisiológicas do corpo humano com o objetivo de diagnosticar patologias. Estas modalidades estão incluídas em diversas atividades, dentre as quais estão à radiologia convencional (FREITAS, 2005).

A radiologia convencional é o processo de obtenção de imagens bidimensionais do corpo humano utilizando feixes de raios X e filme fotográfico. O exame é realizado com um aparelho simples, com mesa e tubo de raios X, cujos raios atravessam o corpo e registram uma imagem do órgão em estudo, sendo aplicado na avaliação de tórax, coluna vertebral, seios da face, mãos, dedos e ossos em geral. O avanço tecnológico contribuiu no aperfeiçoamento das técnicas radiográficas e equipamentos de raios X dando origem a outras modalidades como odontologia, mamografia, densitometria óssea, tomografia computadorizada e radiologia intervencionista (IAEA, 2005).

Dentre as modalidades citadas, a radiologia intervencionista se destaca devido a existência de diversas técnicas, nas quais os médicos utilizam a imagem radiológica como guia nos procedimentos cirúrgicos ou terapêuticos (NCRP, 1989). Em radiologia intervencionista existem as seguintes técnicas: a hemodinâmica, onde cardiologistas observam o coração nas distintas fases do ciclo cardíaco; a neurorradiologia, que se encarrega dos vasos do sistema nervoso central e a radiologia vascular periférica, que explora o restante do corpo (SILVA, E.C., 2004).

Hoje a radiologia intervencionista abrange um número muito grande de exames diagnósticos e terapêuticos, e tem crescido em todo mundo, devido ao seu caráter pouco invasivo, curto tempo de internação, rápido retorno do paciente às suas atividades e possibilidade de uso em diversas especialidades médicas. Os procedimentos intervencionistas aplicam-se também no tratamento de certas doenças, substituindo em alguns casos as cirurgias convencionais (SANCHEZ et al., 2010).

Apesar dos benefícios, os raios X podem provocar danos à saúde dos indivíduos quando expostos à elevadas dose de radiação. Todas as atividades que envolvam o uso das radiações devem ser monitoradas a fim de evitar lesões induzidas na pele, como o câncer e efeitos hereditários (CNEN, 2011). Foram relatadas pela *International Commission on Radiation Protection* - ICRP a ocorrência de efeitos determinísticos em pacientes e profissionais da área de radiologia intervencionista (ICRP, 2000), entre os quais se destacam os casos de catarata e sérios danos nas mãos dos médicos que realizam os exames (KOENIG et al. 2009). Na Tabela 1.1 podem ser observados os limiares para ocorrência de efeitos determinísticos na pele.

Tabela 1.1: *Limiares para ocorrência de efeitos determinísticos na pele (VAÑO et al., 2001).*

Efeito	Limiar aproximado de dose (Gy)	Tempo de aparição do efeito
Eritema imediato transiente	2	2 - 24 horas
Depilação temporária	3	Aproximadamente 3 semanas
Depilação permanente	7	Aproximadamente 3 semanas
Escamação seca	14	Aproximadamente 4 semanas
Escamação úmida	18	Aproximadamente 4 semanas
Ulceração secundária	24	> 6 semanas
Necrose dérmica isquêmica	18	> 10 semanas
Necrose dérmica	> 12	> 52 semanas

Silva, M.S. (2011) mostrou que nos procedimentos intervencionistas os valores da dose absorvida máxima na pele do paciente podem variar entre 612 e 8642 mGy, sendo que 53% foram maiores que 2000 mGy, valores estes que podem causar efeitos determinísticos. Com relação aos médicos, a dose efetiva média por procedimento foi de 11 μSv e os valores médios do equivalente de dose nas extremidades foram os mais altos, em torno de 923 μSv no pé esquerdo, 514 μSv no pé direito, 382 μSv na mão esquerda e 150 μSv no olho esquerdo. Dependendo do número de procedimentos, as doses recebidas pelos médicos podem exceder os valores limites de doses estabelecidos pelas normas nacionais e internacionais.

Dado o exposto, percebe-se a relevância de monitorar a exposição de pacientes e profissionais em procedimentos que utilizam raios X, tendo como exemplo a radiologia intervencionista devido as doses mais elevadas. O objetivo deste trabalho é desenvolver um dosímetro portátil sem fio de leitura direta com base em detectores semicondutores, que forneça informações em tempo real sobre a dose de radiação, possibilitando a realização de medidas preventivas e corretivas para minimizar esta exposição.

1.1 Princípio da Proteção Radiológica

Apesar dos benefícios do uso das radiações ionizantes, os seus efeitos no sistema biológico representam um potencial risco para o ser humano.

A proteção radiológica tem por objetivo apresentar o uso adequado das radiações com o menor risco possível. A Comissão Internacional de Proteção Radiológica ou (do inglês *International Commission on Radiological Protection - ICRP*), estabelece as normas e recomendações para a proteção radiológica nas aplicações das radiações ionizantes.

Ao nível nacional, a Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN, regulamenta o uso e aquisição de fontes radioativas. O Ministério da Saúde, através da Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA, regulamenta o uso das radiações ionizantes na área de radiodiagnóstico. Em 01 de junho de 1998 o Ministério da Saúde lançou a Portaria 453 que regulamenta as diretrizes básicas para a área de radiodiagnóstico médico e odontológico.

Devido ao aumento na preocupação quanto aos danos causados à saúde do indivíduo pela exposição à radiação ionizante, grandezas radiológicas foram definidas com o propósito de quantificar a radiação recebida pelo homem; estas grandezas foram introduzidas pela *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU, 1993), e pela *International*

Commission on Radiological Protection (ICRP, 1991). As grandezas e unidades radiológicas são descritas no Apêndice A.

1.1.1 Filosofia da proteção radiológica

De acordo com a ICRP as exposições são classificadas em ocupacionais, médicas e públicas. A exposição ocupacional é aquela ocorrida no ambiente de trabalho; a exposição médica é a exposição de pessoas como parte de seu tratamento ou diagnóstico, inclui também voluntários acompanhantes que auxiliam na contenção de pacientes e a exposição do público que compreende todas as exposições que não são médicas ou ocupacionais (ICRP, 2007; IRD, 2011).

O sistema de proteção radiológica recomendado pela ICRP (2007) está baseado nos seguintes princípios gerais.

- **Princípio da justificção:** A prática deve produzir benefícios, para os indivíduos expostos ou para a sociedade, suficientes para compensar o detrimento correspondente, tendo-se em conta fatores sociais, econômicos ou outros.
- **Princípio da otimização (ALARA):** Este princípio estabelece que todas as aplicações das radiações ionizantes, devem ser realizadas de modo que sejam tomadas todas as providências a fim de maximizar o benefício líquido, levando em conta fatores econômicos e sociais. Este objetivo pode ser alcançado com procedimentos de segurança, instrumentação adequada e pessoal qualificado (SHERER et al., 2002).
- **Limites individuais de dose:** As normas estabelecem um limite de dose anual para os indivíduos trabalhadores e do público como resultado de todas as práticas executadas.

A CNEN e ANVISA são os órgãos regulamentadores que estabelecem as diretrizes básicas de proteção radiológica, na qual são apresentados os limites de doses anuais para o público e para o indivíduo ocupacionalmente exposto. A exposição dos indivíduos deve ser restringida de tal modo que nem a dose efetiva nem a dose equivalente nos órgãos ou tecidos de interesse excedam os limites de doses anuais estabelecidos (CNEN, 2011).

Na Tabela 1.2 podem ser observados os limites de exposição ocupacional que atualmente são: 20 mSv para a dose efetiva anual em qualquer período de cinco anos consecutivos, que não deve exceder a 50 mSv em nenhum ano; e 500 mSv para a dose equivalente anual nas extremidades (pés e mãos) e 150 mSv no cristalino (BRASIL, 1998; ICRP, 2007).

Tabela 1.2: *Limites de doses anuais (CNEN, 2011).*

Grandeza	Órgão	Limite anual	Indivíduo do público
Dose Efetiva	Corpo inteiro	20 mSv ^(a)	1 mSv ^(b)
	Cristalino	20 mSv	15 mSv
Dose Equivalente	Pele ^(c)	500 mSv	50 mSv
	Mãos e pés	500 mSv	-

(a) Média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano.

(b) Em circunstâncias especiais, a CNEN poderá autorizar um valor de dose efetiva de até 5 mSv em um ano, desde que a dose efetiva média em um período de 5 anos consecutivos não exceda a 1 mSv por ano.

(c) Valor médio em 1 cm^2 de área na região mais irradiada.

Para garantir que os limites de dose anual não sejam excedidos é realizado o monitoramento do local de trabalho denominado de monitoração de área ou levantamento radiométrico, e do indivíduo trabalhador conhecido como monitoração ocupacional. Portanto, aplicando normas de controle de qualidade e realizando o monitoração individual é possível estimar as doses efetivas e doses equivalentes em tecidos expostos, e prover informações valiosas para atuação da proteção radiológica (ICRP, 2007).

1.1.2 Normas de qualidade para feixes de raios X

As radiações ionizantes são definidas por normas de qualidade que determinam o espectro do feixe de raios X após sofrer modificações pela adição de filtros metálicos com espessura calculada através da atenuação do feixe primário (IRD, 2011; CNEN, 2011; MCT, 2011). As normas de qualidade que definem as características do feixe de radiação em radiodiagnóstico convencional e radioproteção são descritas a seguir.

a) Radiodiagnóstico: As medições de radiação, nesta área, são fundamentais para os programas de controle de qualidade dos equipamentos de raios X e para medir ou estimar doses a que estão submetidos os pacientes, ou seja, na dosimetria do paciente. Para o controle de qualidade, a grandeza kerma no ar é suficiente, tanto na caracterização e controle da fonte (campo de radiação incidente no paciente) quanto para a avaliação do desempenho do sistema de captação e registro da imagem (campo de radiação pós-paciente).

A *International Electrotechnical Commission* - IEC através da sua publicação 61267, estabelece as qualidades da radiação chamada de RQR (*Radiation Quality in Radiation Beams*) para medidas de feixe de raios X em radiodiagnóstico (IEC 61267, 2005). Na Tabela 1.3 podem ser vistas algumas qualidades de radiação RQR.

Tabela 1.3: *Qualidades da radiação X para radiodiagnóstico (IEC 61267, 2005).*

Qualidade da radiação (RQR)	Energia média (keV)	Tensão do tubo (kVp)	Filtros adicionais (mm Al)
RQR3	29,0	50	2,46
RQR5	34,8	70	2,83
RQR8	44,2	100	3,36
RQR10	61,2	150	4,38

b) Radioproteção: Na área de radioproteção, o kerma no ar também pode ser utilizado para determinar as grandezas operacionais no monitoramento pessoal, cujas definições e fatores de conversão podem ser encontrados na literatura (IRD, 2011; CNEN, 2011; MCT, 2011).

A *International Organization for Standardization* - ISO através da sua publicação 4037, recomenda os procedimentos de calibração de dosímetros pessoais de acordo com a resposta em função da energia e ângulo de incidência de raios X ou radiação gama (ISO 4037, 1999). Esta norma foi definida pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação ou (do inglês *International Commission on Radiation Units and Measurements* - ICRU), com propósito de medidas de grandezas operacionais (ICRU, 1992) e para proteção contra as radiações ionizantes (IAEA, 2008). Aliás, esta norma dá orientações sobre a declaração de incertezas, na preparação de registros e certificados de calibração (ICRU, 1993).

A razão para o uso das grandezas operacionais baseia-se no fato de que a dose efetiva e a dose equivalente não podem ser medidas diretamente na prática clínica (ICRP, 2007; ICRU, 1993). A grandeza operacional utilizada para monitoração de indivíduos é o equivalente de dose pessoal $H_p(d)$, que vai ser descrita posteriormente.

Na Tabela 1.4 podem ser observados os valores dos filtros adicionais e a tensão do tubo de raios X para cada energia especificada. Estes parâmetros de calibração definem as qualidades da radiação em radioproteção.

Tabela 1.4: *Qualidades da radiação X para radioproteção (ISO 4037, 1999).*

Qualidade da radiação (N)	Energia média (keV)	Tensão do tubo (kVp)	Filtros adicionais (mm)
N40	33	40	4 Al + 0,21 Cu
N60	48	60	4 Al + 0,6 Cu
N80	65	80	4 Al + 2 Cu
N100	83	100	4 Al + 5 Cu
N120	100	120	4 Al + 5 Cu + 1 Sn

As normas de qualidade são aplicadas na caracterização do feixe de radiação para garantir o adequado funcionamento do equipamento de raios X. Para isso, utilizam-se instrumentos e detectores especiais para medir durante um pulso de radiação, os valores da tensão de pico (kVp) fornecida ao tubo, o kerma no ar, taxa de kerma no ar e o tempo de exposição. Os transdutores e detectores de radiação ionizante são descritos a seguir.

1.2 Características dos Transdutores

O Instituto de Engenheiros Eletricistas e Eletrônicos ou (do inglês *Institute of Electrical and Electronics Engineers* - IEEE) através da sua publicação 1451, define transdutor como um dispositivo capaz de converter um tipo de energia em outro. Nesta aplicação é convertida a radiação ionizante (raios X) em sinal elétrico (corrente ou tensão elétrica). O transdutor de entrada do circuito também é denominado de sensor e o transdutor de saída é conhecido como atuador (IEEE 1451, 2007).

Em algumas áreas do conhecimento é utilizado o termo detector para identificar o sensor ou transdutor de entrada. No entanto, detector é um termo que deve ser reservado para o sensor acoplado a uma eletrônica de condicionamento de sinal. São apresentadas a seguir as principais características dos transdutores gasosos e semicondutores aplicados em radiologia.

1.2.1 Câmara de ionização

A câmara de ionização é um transdutor gasoso onde são produzidos íons por ação da incidência da radiação ionizante. Este transdutor opera na região de saturação de íons e para cada par de íon gerado pela partícula no interior do volume sensível do mesmo um sinal é coletado. Apesar disso, a corrente é muito baixa normalmente da ordem de 10^{-12} A, sendo necessário amplificadores para o sinal ser convenientemente processado.

As câmaras de ionização trabalham normalmente no modo corrente e são construídas com material de baixo número atômico (Z), utiliza o ar ou gás sob pressão como elemento gasoso, são capazes de medir diretamente a grandeza kerma no ar (OLIVEIRA, 2008).

A Figura 1.1 apresenta o esquema básico de funcionamento de uma câmara de ionização acoplada a um amperímetro para registrar a corrente produzida.

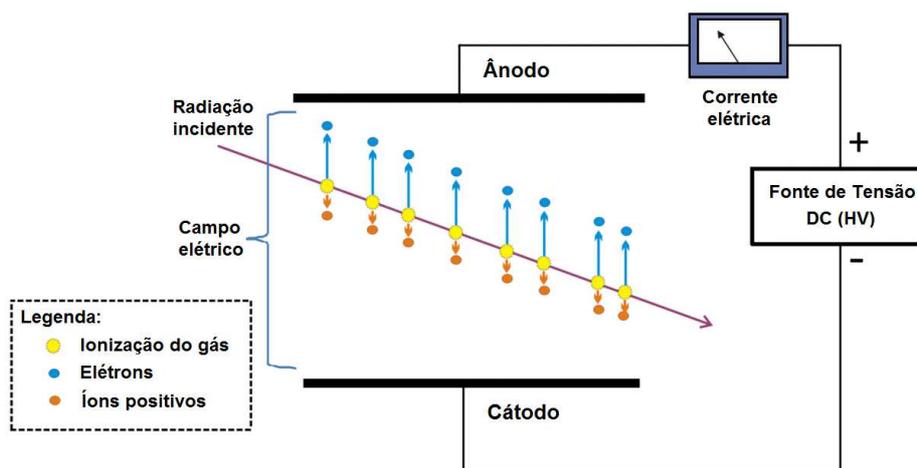


Figura 1.1: Esquema básico de uma câmara de ionização.

Quando a radiação ionizante atravessa as paredes da câmara produz cargas elétricas devido à ionização do ar em seu interior. Estas cargas podem ser coletadas e mensuradas a partir de um campo elétrico obtido por uma diferença de potencial aplicada externamente entre as paredes da câmara. As cargas geradas pelas ionizações ocorridas dentro do volume de ar da câmara sofrem a ação desse campo elétrico e deslocam-se conforme a polaridade, originando uma corrente elétrica, que pode ser medida. A intensidade da corrente elétrica medida está associada à quantidade de ionizações dentro do volume de ar da câmara por causa da incidência da radiação.

1.2.2 Transdutores semicondutores

Os transdutores semicondutores são dispositivos formados normalmente por materiais semicondutores do tipo silício ou germânio. A região de depleção dos semicondutores constitui o seu volume sensível. Quando a radiação ionizante atravessa o transdutor produz pares de elétron-lacuna que são separados pela ação do campo elétrico aplicado à junção, resultando em uma corrente elétrica que pode ser medida nos seus terminais, de modo semelhante ao que ocorre em um transdutor gasoso do tipo câmara de ionização.

Apesar desta semelhança, há diferenças entre esses dois tipos de transdutores como, por exemplo, o tempo de coleta dos portadores de carga. No transdutor gasoso, a mobilidade dos elétrons é cerca de 1000 vezes a mobilidade dos íons positivos, enquanto que no semiconductor a mobilidade dos elétrons é cerca de duas ou três vezes a mobilidade das lacunas. O tempo de coleta de todos os íons do transdutor gasoso é da ordem de milissegundos e no semiconductor é da ordem de 10^{-7} s. Além disso, a energia necessária para produzir um par elétron-lacuna no semiconductor é da ordem de 3 eV (KHOURY et al., 1987).

Portanto, o número de cargas produzidas no semiconductor, por uma dada partícula, é cerca de 10 vezes maior do que num transdutor gasoso, o que acarreta menor flutuação na amplitude do sinal, permitindo obter melhor resolução na energia da radiação incidente. Por estas características existe um grande interesse no uso dos semicondutores para a dosimetria e espectrometria das radiações ionizantes (SILVA, M.C., 1992).

A Figura 1.2 apresenta o esquema básico de um transdutor semiconductor, mostrando como são gerados os pares de elétron-lacuna no volume sensível do mesmo quando exposto à radiação.

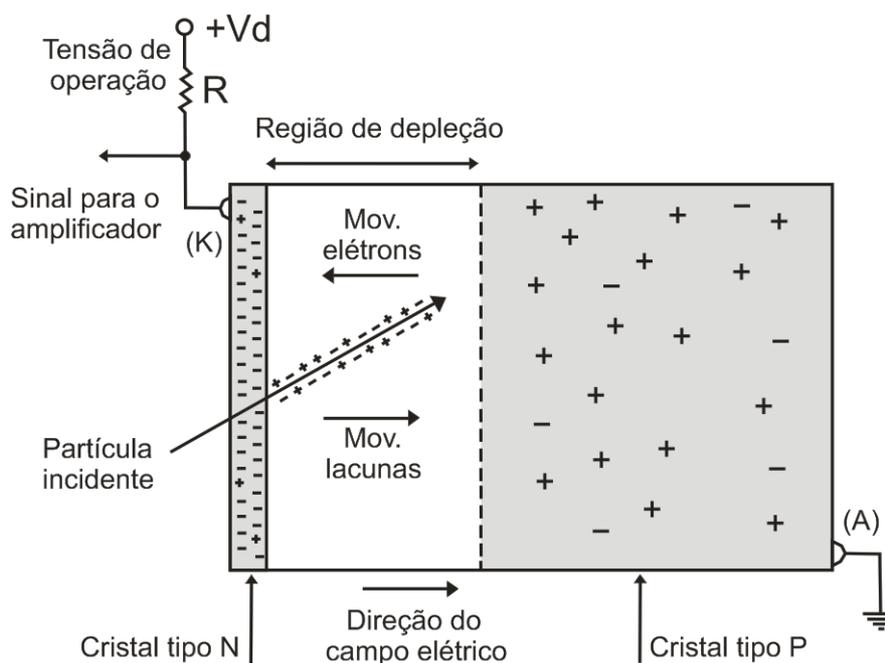


Figura 1.2: Esquema básico de um transdutor semiconductor (KHOURY, 1999).

Observa-se na Figura 1.2 uma fonte de tensão ($+V_d$) que polariza o diodo inversamente, esta tensão é utilizada para aumentar a região de depleção do mesmo a fim de produzir mais

sinal. A radiação quando atravessa o diodo gera pares de elétron-lacuna que resulta em uma corrente que é diretamente proporcional a esta radiação. A corrente produzida tende a fluir no sentido inverso do diodo, ou seja, do cátodo (K) para o ânodo (A). Para medir a corrente produzida são utilizados eletrômetros que condicionam e amplificam o sinal. As cargas elétricas que forem geradas fora da região de depleção não são registradas devido ao processo de recombinação ocorrido no transdutor semiconductor.

Os transdutores semicondutores, mais especificamente os diodos, possuem uma junção PN formada por dois tipos de materiais, o tipo N que tem elétrons e tipo P que tem lacunas como cargas majoritárias. Na junção PN do diodo semiconductor é formada a região de depleção que constitui o seu volume sensível. Quando o diodo é acoplado a um circuito de condicionamento e amplificação de sinais forma um detector, que pode produzir tensão ou corrente elétrica quando exposto à radiação (SEDRA, A.S., SMITH, K.C., 2007).

As principais características analisadas nos transdutores semicondutores como detectores de radiação ionizante são apresentadas a seguir.

a) Corrente de fuga: É conhecida como corrente de fuga, a corrente que flui através do detector na ausência da radiação. Essa corrente afeta a relação sinal-ruído, influenciando o limite de dose a ser examinado. Além da corrente reversa através da estrutura cristalina, existe uma baixa corrente na superfície do mesmo, chamada de corrente de fuga superficial. A intensidade desta corrente depende do tipo de encapsulamento, das condições de contaminação da superfície do detector devido ao manuseio (KHOURY, 1999).

b) Capacitância: O detector semiconductor pode ser encarado como um capacitor, uma vez que é constituído por uma zona de alta resistividade (região de depleção) com carga espacial situada entre duas zonas com portadores de carga livres, isto é, regiões relativamente condutoras. Portanto, a sua capacitância depende diretamente da forma e do tamanho do detector. No caso do detector planar é dado pela Equação 1.1:

$$C = \frac{\varepsilon \cdot A}{d} \quad (1.1)$$

onde, A é área do detector; ε é a constante dielétrica do material; d é espessura da região de depleção.

c) Tempo de subida do pulso: Os detectores semicondutores são normalmente os detectores de radiação ionizantes que apresentam maior velocidade de resposta. O tempo de subida do pulso gerado no dispositivo semicondutor é da ordem de 1 a 10 ns, enquanto os detectores cintiladores e os gasosos respondem na ordem de microsegundos.

O tempo de trânsito, ou de coleta das cargas no detector semicondutor contribui na formação do pulso de sinal. O tempo de trânsito corresponde ao tempo de movimentação de elétrons e lacunas, produzidas pela radiação, através da região de depleção do mesmo. Este tempo depende da distância a ser percorrida pelo portador de carga e da velocidade de deriva (v), dada pela Equação 1.2:

$$v = \mu \cdot E \quad (1.2)$$

onde, μ é a mobilidade do portador de carga (elétron ou lacuna); E é a intensidade do campo elétrico aplicado a junção.

Quando os campos possuem baixa intensidade a mobilidade é quase constante, mas para campos muito intensos a velocidade de deriva não aumenta proporcionalmente com o campo e atinge a saturação. Portanto, deve-se aplicar no detector um campo elétrico suficiente para garantir que todos os portadores de carga estejam com velocidade máxima.

d) Dependência energética: A variação da resposta de um detector semicondutor para uma determinada dose em função da energia da radiação chama-se de dependência energética. É possível reduzir a dependência energética usando filtros de alumínio ou outro material adequado em volta dos detectores (SILVA, M.C., 1992).

e) Dependência angular: A dependência angular ou isotropia é uma característica importante na dosimetria e mede a resposta do detector em relação ao ângulo de incidência do feixe de radiação. O ângulo perpendicular garante a melhor coleta de informação, enquanto o ângulo tangencial provoca variação de resposta do dosímetro. Por isso, torna-se fundamental a otimização da geometria de posicionamento do detector semicondutor (MELO, 2002).

f) Sensibilidade: A sensibilidade da resposta se refere à capacidade do detector semicondutor em medir as mínimas variações da dose de radiação, pode ser observada através da inclinação das curvas de resposta dose. Estas curvas de calibração relacionam o sinal observado em função do valor de referência ou padrão (SOARES, 2001).

g) **Responsividade:** A responsividade é a resposta espectral do transdutor semiconductor obtida pela razão entre a fotocorrente gerada (IPD) e a fonte de luz incidente (P) expressa por A/W , sendo A corrente e W potência, conforme Equação 1.3:

$$R(\lambda) = \frac{I_{PD}}{P} \quad [A/W] \quad (1.3)$$

Na literatura encontra-se o fotodiodo AXUV100G que possui adequada responsividade para aplicação em dosimetria. Este diodo é considerado um detector padrão devido a sua resposta plana com as energias da radiação. O diodo AXUV100G possui uma área ativa em torno de 100 mm^2 , velocidade de resposta $10 \mu\text{s}$, sensível ao comprimento de onda 0,04 a 1100 nm e capacitância 44 nF. A Figura 1.3 mostra a região de resposta plana desse fotodiodo analisado com comprimento de onda 25 nm a 1100 nm.

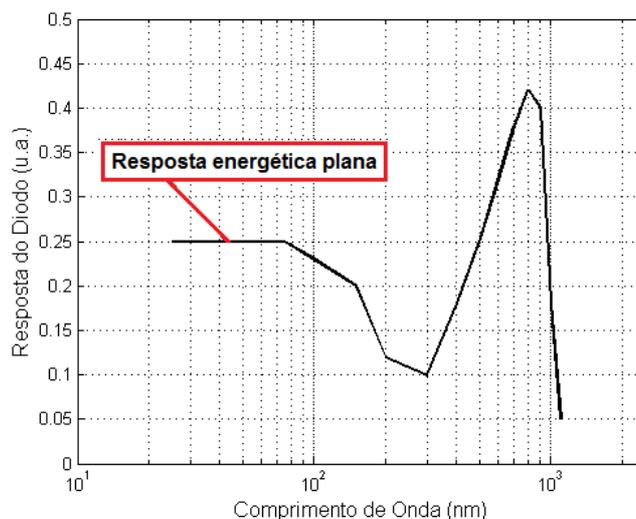


Figura 1.3: Resposta do fotodiodo AXUV100G.

h) **Potência dissipada:** A potência dissipada no semiconductor é definida como a quantidade de energia térmica que passa por ele durante um intervalo de tempo. Os diodos possuem a especificação de corrente máxima, esta não deve ser ultrapassada para evitar sobreaquecimento da junção e a queima do dispositivo (LALOND et al.,1999).

1.2.3 Outros transdutores

Existem outros tipos de transdutores que podem ser aplicados na medição de radiação ionizante. Entre eles, estão os transdutores do tipo filme fotográfico e alguns materiais cristalinos.

O transdutor do tipo filme baseia-se no princípio da sensibilização de chapas fotográficas por interação da radiação com a emulsão dos filmes, produzindo uma imagem. Este tipo de transdutor possibilita a documentação do registro dosimétrico para várias análises. Existem alguns materiais cristalinos que possuem a propriedade física de emitir luz visível quando expostos à radiação ionizante, esta propriedade é conhecida como radioluminescência - RL. Da mesma forma, outros cristais irradiados apenas com radiação ionizante emitem luz quando submetido a uma taxa de aquecimento térmico, denominados cristais termoluminescentes - TL. Estes transdutores aplicados como dosímetro serão descritos posteriormente.

1.3 Tipos de Dosímetro

Os medidores de radiação, ou dosímetros, são equipamentos, sistemas ou mesmo materiais que, em conjunto com o sistema de leitura, medem a radiação ionizante, seja de forma direta ou indireta. Os dosímetros de leitura direta são dispositivos eletrônicos que fornecem a informação da dose de radiação sem nenhum processamento. Enquanto, os dosímetros de leitura indireta requerem um processamento adicional para interpretar as informações de dose. Entre os dosímetros de leitura indireta destacam-se os dosímetros do tipo filme radiográfico e os termoluminescentes.

1.3.1 Dosímetros eletrônicos

Nesta seção são descritos somente os detectores eletrônicos relevantes ao trabalho. Dentre eles, estão os detectores a gás e os detectores semicondutores. Os detectores a gás, de acordo com a tensão aplicada entre o ânodo e cátodo, podem ser qualificados como câmaras de ionização, detectores Geiger-Müller ou contadores proporcionais, que têm como princípio de funcionamento a produção de íons pela interação da radiação ionizante com um volume de gás.

A Figura 1.4a mostra um dosímetro com detector Geiger-Müller da marca MRA com sonda externa modelo G1-E, e a Figura 1.4b com sonda interna modelo G1-I.



Figura 1.4: Dosímetros com detector Gieger-Müller.

A Figura 1.5a mostra um dosímetro com câmara de ionização da Victoreen modelo 451B, e a Figura 1.5b o dosímetro da Babyline modelo 81.



Figura 1.5: Dosímetros com câmara de ionização.

Os detectores semicondutores funcionam a partir do princípio de excitação dos elétrons, que passam das bandas de valência para as bandas de condução, permitindo assim a coleção desses elétrons dando origem a um sinal, que pode ser medido de acordo com o modo de operação do detector.

Os modos de operação dos detectores semicondutores são basicamente dois tipos, o modo pulso e modo corrente descritos a seguir.

a) Modo pulso: Para este modo, o diodo é ligado com uma tensão reversa de algumas dezenas ou mesmo algumas centenas de volts, obtendo-se uma zona de depleção bem larga. Quando a radiação incide no volume sensível do diodo, haverá uma condução das cargas geradas e uma modificação da tensão, decorrendo na formação de um pulso de sinal.

O sinal produzido está em função do tipo de diodo utilizado se do tipo P ou tipo N, e da sua respectiva tensão reversa. Neste modo de operação o sinal de saída fornece informações sobre a interação de cada partícula ou fóton individualmente, permitindo portanto obter informações tanto da intensidade quanto da energia da radiação. Por esta razão este modo é geralmente usado para espectrometria de radiação ionizante (KHOURY, 1999; SILVA, J.O., 2000). A Figura 1.6 mostra o formato do sinal encontrado na configuração do detector no modo pulso, o qual pode ser calculado pela Equação 1.4:

$$V_{max} = \frac{Q}{C} = \frac{Eq}{WC} \quad (1.4)$$

onde Q é a carga produzida por evento, C é a capacitância, E é a energia média depositada por evento, q é igual $1,6 \cdot 10^{-19}$ C, e W é a energia média para formação de um par elétron-lacuna. Como q, W e C são constantes, assim o V_{max} é proporcional a E.

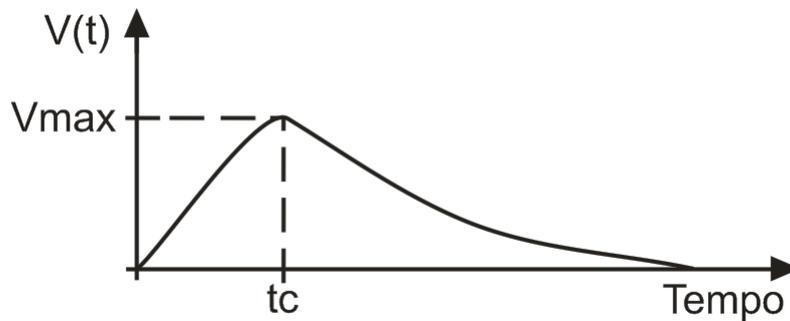


Figura 1.6: *Formato do sinal no modo pulso.*

b) Modo corrente: Neste modo, o sistema eletrônico é conectado na saída do detector para registrar a carga produzida pela radiação incidente durante um dado tempo de exposição. Faz-se ainda a integração de todos os pulsos da corrente produzida pelos fótons ou partículas incidentes, o que permite apenas a avaliação global das interações ocorridas no dispositivo. Este modo de operação é geralmente utilizado em aplicações dosimétricas.

A Figura 1.7 mostra a variação da corrente produzida em função do tempo de exposição. Por esta figura pode-se observar que cada partícula, ou fóton, irá produzir certa quantidade de cargas em um intervalo de tempo muito curto. Quando se opera o detector no modo corrente, registra-se a corrente (I) pela relação da Equação 1.5:

$$I(t) = \frac{1}{T} \int i(t') \cdot dt' \quad (1.5)$$

onde, T é o intervalo fixo de leitura.

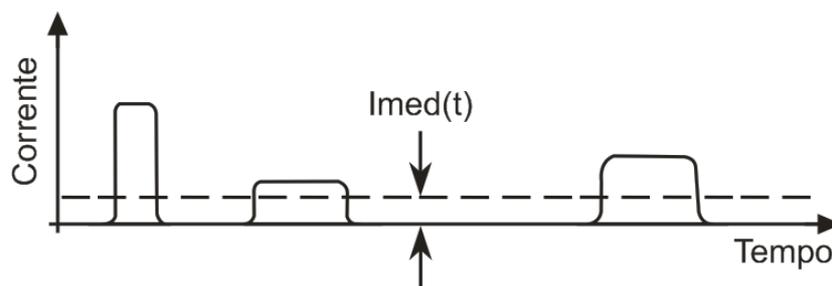


Figura 1.7: *Formato do sinal no modo corrente.*

Portanto, este modo de operação faz a integração da corrente em um curto intervalo de tempo. Obtém-se assim, a intensidade média produzida por todos os eventos individuais gerados pelo detector naquele intervalo de tempo, realizando uma avaliação global das interações ocorridas no dispositivo.

O modo corrente é empregado tipicamente quando a taxa de eventos é muito alta, ou em aplicações dosimétrica. O fato do sinal se apresentar, não em forma de pulsos elétricos, mas de corrente contínua, depende do circuito eletrônico que se encontra em série com o detector de radiação (MELO, 1988).

Em ambos os processos o detector semicondutor pode ser conectado no modo fotovoltaico ou fotocondutividade, estes tipos de acoplamento são descritos a seguir.

a) Conexão no modo fotovoltaico: Neste modo de operação, nenhuma diferença de potencial externa é aplicada na junção PN. Assim, o detector atua como uma fonte de corrente e apresenta resposta linear com a taxa de dose. Esta resposta é diretamente proporcional à taxa de exposição da radiação ionizante.

A Figura 1.8 mostra um esquema de acoplamento do detector semicondutor no modo fotovoltaico. Neste caso, a polaridade da tensão de saída (V_{out}) do circuito depende da forma como o fotodiodo é acoplado ao amplificador operacional. Se o terminal cátodo do diodo for conectado ao terra e o ânodo na entrada do amplificador haverá uma tensão positiva na saída. Invertendo a posição do diodo semicondutor a saída do amplificador terá tensão com polaridade inversa.

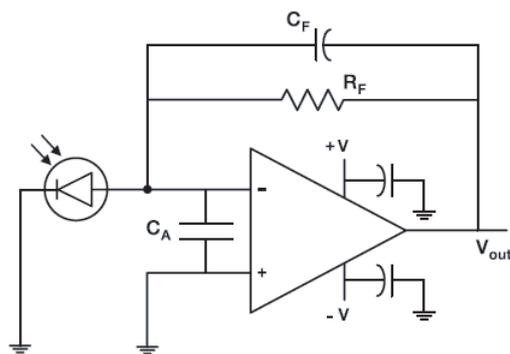


Figura 1.8: *Acoplamento do detector no modo fotovoltaico.*

b) Conexão no modo fotocondutividade: Neste modo de operação, uma tensão reversa é aplicada na junção PN com propósito de aumentar a região de depleção. Se a tensão e o campo elétrico forem baixos a coleta dos elétrons e das lacunas pode ser incompleta, resultando em perda por recombinação das cargas e na redução da amplitude do pulso.

Quando aumenta o campo elétrico esta perda diminui até que a partir de um dado valor de tensão, a amplitude do pulso permanece constante, independente do valor da tensão. Esta região de operação é denominada de região de saturação e é semelhante à encontrada para as câmaras de ionização, onde ocorre a completa coleta dos íons produzidos pela radiação incidente (BOGART, T.F., 2000).

A Figura 1.9 mostra o esquema de acoplamento do detector semiconductor no modo fotocondutividade.

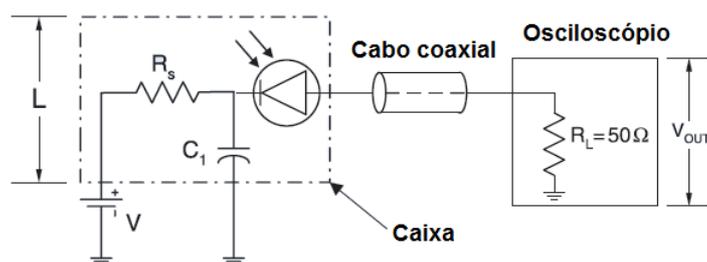


Figura 1.9: *Acoplamento do detector no modo fotocondutividade.*

O detector semiconductor responde de diferentes formas em função da energia da radiação, este comportamento é denominado dependência energética. Esta dependência está relacionada com o tipo de interação da radiação com o material. A Figura 1.10 mostra a probabilidade de interação dos raios X com o semiconductor em função da energia.

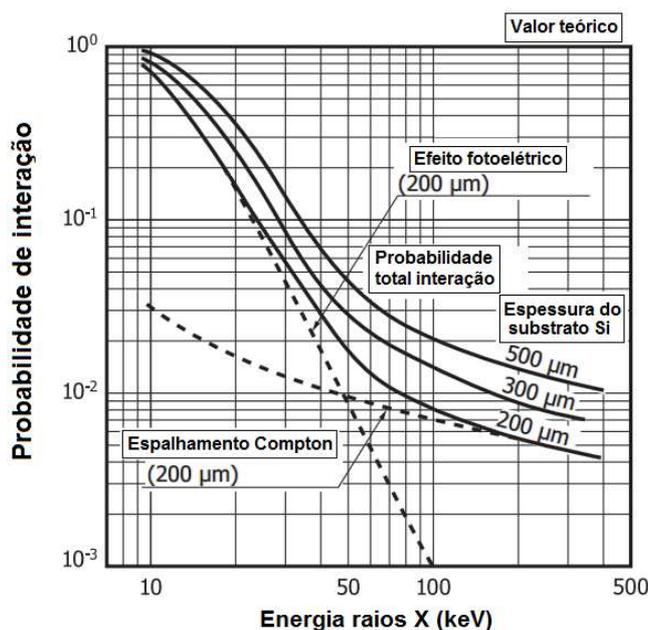


Figura 1.10: Probabilidade de interação dos raios X (HAMAMATSU, 2015).

Observa-se na Figura 1.10 que o mecanismo de interação dominante é o efeito fotoelétrico para energias menores que 50 keV. O efeito fotoelétrico é emissão de elétrons da superfície de um material, geralmente metálico, devido à incidência de ondas eletromagnéticas ou fótons de alta frequência. A energia contida na onda eletromagnética é totalmente absorvida pelo elétron no material que adquire assim energia suficiente para ser ejetado de sua superfície. Esse elétron gera pares elétron-lacuna que é detectado pelo circuito.

Se a energia dos raios X for acima de 50 keV passa a predominar o espalhamento Compton. No espalhamento Compton o elétron recebe parte da energia da radiação incidente, esta radiação interage com o elétron inicialmente em repouso, após a colisão, o fóton e elétron são espalhados em determinados ângulos, podendo ainda produzir novas interações. Para este caso, o átomo vibra com a colisão da radiação incidente. Essa vibração do átomo leva a geração de pares elétron-lacuna que é também detectado pelo circuito. No entanto, o sinal produzido tem menor intensidade de corrente quando comparado ao efeito fotoelétrico.

Silva, M.C. (1992) mostrou que a utilização de filtros de alumínio, cobre ou outros metais podem reduzir significativamente a dependência energética dos semicondutores, conforme ilustra a Figura 1.11.

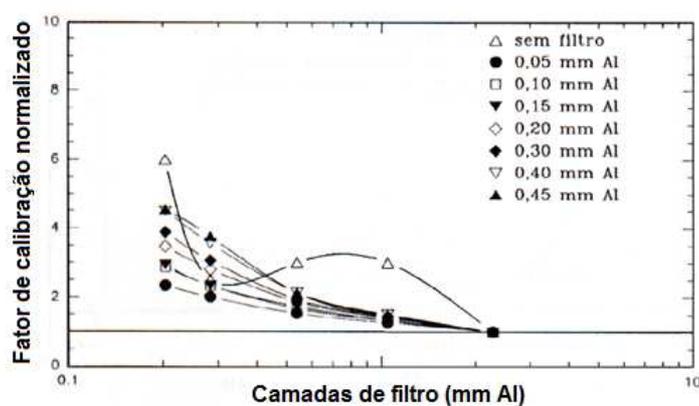


Figura 1.11: Redução da dependência energética com filtros (SILVA, M.C., 1992).

A dependência energética dos semicondutores interfere na sensibilidade de detecção do dosímetro. Além disso, a sensibilidade dos detectores semicondutores depende do tipo do transdutor fotodiodo e do circuito de condicionamento de sinal acoplados na entrada do dosímetro eletrônico.

Batista (2006) apresentou a resposta de detectores semicondutores no desenvolvimento de um aparelho para controle de qualidade de equipamentos mamográficos. Foram obtidos os seguintes coeficientes angulares nas curvas de calibração dos diodos: SFH206 (0,064), BPW34 (2,544), XRA24 (5,932) e XRA50 (24,513). O fotodiodo XRA50 teve sensibilidade quase 10 vezes maior que o diodo BPW34. A Figura 1.12 apresenta a curva de calibração desses transdutores semicondutores.

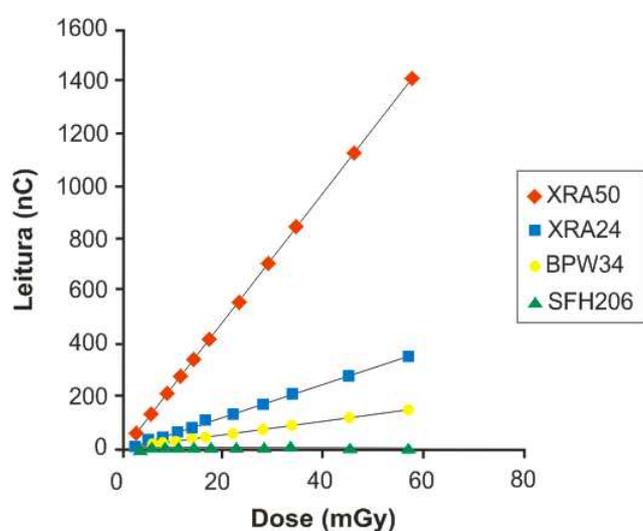


Figura 1.12: Curva resposta dose dos fotodiodos (BATISTA, 2006).

O fotodiodo XRA50 segundo informações obtidas no catálogo do fabricante é especialmente indicando para aplicações em dosimetria das radiações ionizantes. Este fotodiodo possui capacitância de 14 pF, corrente de escuro 0,3 nA, tensão reversa máxima 100 V, e uma área ativa em torno de 25 mm², que são melhores que o diodo BPW34. Além disso, o diodo XRA50 não possui nenhuma camada protetora sobre a região ativa, isso melhora sua resposta devido a janela de entrada ter espessura desprezível.

Portanto, a dependência energética e a sensibilidade são problemas observados quando se projeta um dosímetro eletrônico a base de detectores semicondutores. Para minimizar esta deficiência podem ser utilizados filtros metálicos e transdutores semicondutores com maior sensibilidade, acoplados a uma eletrônica de condicionamento de sinais. Aplicam-se também nos dosímetros eletrônicos sistemas embarcados para realizar o tratamento do sinal do sensor de entrada, otimizando assim o sistema de detecção e processamento de dados.

O dosímetro de leitura direta pode ser considerado um sistema eletrônico embarcado. Quando se projeta um sistema eletrônico embarcado é necessário considerar os aspectos de dependabilidade. A **dependabilidade** é a propriedade que define a capacidade dos sistemas de prestar um serviço que se pode justificadamente confiar (AVIZIENIS et al., 2011). Além disso, devem ser realizados os estudos de repetibilidade e reprodutibilidade para que o dosímetro possa oferecer um serviço de alta qualidade. A **repetibilidade** refere-se a realização do ensaio sob condições as mais constantes possíveis, deve ser executada durante um curto intervalo de tempo, em um laboratório por um operador utilizando o mesmo equipamento. Enquanto, a **reprodutibilidade** refere-se a realização do ensaio em condições diferentes como operador, dia, equipamento e condições ambientais de temperatura, umidade e pressão (VIM, 2012).

Entre os requisitos de dependabilidade estão confiabilidade, segurança e inviolabilidade descritos a seguir.

a) **Confiabilidade:** O sistema deve ser capaz de fornecer o serviço correto e esperado a qualquer momento, ou seja, estar sempre disponível. A disponibilidade do sistema pode ser calculada pela Equação 1.6:

$$A = \frac{MTBF}{MTBF + MTTR} \quad (1.6)$$

onde, A é disponibilidade (*availability*); MTBF é o tempo médio entre falhas (*mean time between failure*) e MTTR é o tempo médio de reparo (*mean time to repair*).

Por exemplo, em um sistema cujo tempo médio de funcionamento é de 3 anos (ou seja, 26280 horas entre as falhas - MTBF), e o tempo médio de reparo (substituição de bateria) é de 1 hora, obtém-se:

$$A = \frac{26280}{26280 + 1} = 0,99996 \quad (1.7)$$

Pode-se interpretar este resultado de maneira porcentual, ou seja, a disponibilidade do sistema exemplificado é de mais de 99,99 % do tempo de operação. Quando o valor for acima de 99,9 % é considerado excelente, assim a disponibilidade neste exemplo está adequada (LAFRAIA, 2001).

b) Segurança: O requisito de segurança refere-se às condições apropriadas para o adequado funcionamento do sistema sem provocar dano a outros sistemas ou pessoas que dele dependam. A segurança é a medida da capacidade do sistema de se comportar de forma livre de falhas (*fail-safe*).

Para exemplificar este caso, considere um sistema de transporte ferroviário onde os controles de um trem providenciam sua desaceleração e parada automática quando não mais conseguem garantir o seu funcionamento correto. Em um sistema *fail-safe*, ou a saída é correta ou o sistema é levado a um estado seguro (KANEKAWA et al., 2010).

c) Inviolabilidade: A inviolabilidade tem por objetivo alcançar privacidade, autenticidade, integridade e irrepudiabilidade dos dados. Por exemplo, os dados que trafegam por uma rede de computadores devem ser protegidos contra invasão acidental ou proposital causadas por indivíduos mal intencionados (*hackers*), esta invasão pode produzir severos danos ao sistema. A implementação deste requisito deve-se também a utilização de *firewall*, antivírus, uma rede particular virtual ou (do inglês *Virtual Private Network - VPN*) e monitores de desempenho (BASILI et al., 2004).

A prevenção e remoção de falhas não são suficientes quando o sistema exige alta confiabilidade ou alta disponibilidade. Nesses casos o sistema deve ser construído usando técnicas de tolerância a falhas. Essas técnicas garantem funcionamento correto do sistema mesmo na

ocorrência de falhas e são todas baseadas em redundância, exigindo componentes adicionais ou algoritmos especiais diversos (AVIZIENIS et al., 2011).

Na Tabela 1.5 podem ser observadas as principais técnicas para alcançar os requisitos de dependabilidade.

Tabela 1.5: *Técnicas para desenvolver dependabilidade (AVIZIENIS et al., 2011).*

Técnica	Função
Prevenção de falhas	Impede a ocorrência ou introdução de falhas. Envolve a seleção de metodologias de projeto e tecnologias adequadas.
Tolerância a falhas	Fornece o serviço esperado mesmo na presença de falhas. Técnicas comuns: mascaramento de falhas, detecção de falhas, localização, confinamento, recuperação, reconfiguração e tratamento.
Validação	Remoção de falhas, verificação da presença de falhas.
Previsão de falhas	Estimativas sobre presença de falhas e estimativas sobre consequência de falhas.

A Figura 1.13 apresenta um exemplo de dosímetro eletrônico aplicado na monitoração ocupacional com transdutor semicondutor da marca Rados modelo Rad-60S.



Figura 1.13: *Dosímetro com detector semicondutor.*

1.3.2 Dosímetros com filmes radiográficos

Os dosímetros do tipo filme, utilizam filmes radiográficos com dimensões de 3X4 cm com duas emulsões de diferentes sensibilidades. Estes filmes são colocados dentro de um *badge*¹ que contém filtros de Cu e Pb com diferentes espessuras.

Quando o dosímetro é exposto à radiação ionizante, esta interage com a emulsão do filme

¹Badge é um crachá especial.

produzindo uma imagem latente. Após o processamento do filme, a região irradiada ficará opaca à luz. A presença dos filtros no *badge* possibilita a estimativa da energia da radiação que incidiu no filme. Através da medida de densidade ótica em diversos pontos do filme é possível estimar também a dose recebida, com base nas curvas de calibração previamente determinadas (SOARES, 2001).

A Figura 1.14a mostra o filme dosimétrico após irradiação, e a Figura 1.14b a imagem do *badge* com os filtros metálicos devidamente posicionados.

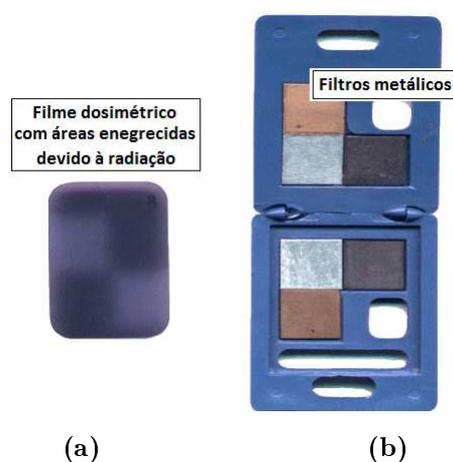


Figura 1.14: Dosímetro do tipo filme radiográfico (MARTIN, 2008).

O equipamento utilizado para leitura de dosímetros com filme é o densitômetro ótico, que consiste basicamente na medida da opacidade do filme à luz. A densidade ótica é uma medida da atenuação da luz transmitida pelo filme em relação à intensidade da luz incidente, com isso é possível avaliar o valor de dose acumulada num determinado período.

1.3.3 Dosímetros com materiais TL

Os dosímetros baseados em material TL ou (do inglês *Thermoluminescent dosimeter - TLD*) utilizam como sensor cristais termoluminescentes. O fenômeno da TL é a emissão de luz devido ao aquecimento desse cristal previamente irradiado. A quantidade de luz emitida durante o aquecimento é proporcional à dose absorvida pelo dosímetro. Os dosímetros TL têm o formato de pastilhas e, geralmente, são utilizados em um porta-detector que acomoda vários filtros, com a mesma finalidade daqueles utilizados nos dosímetros fotográficos. Os dosímetros TL mais utilizados nas aplicações médicas são a base de fluoreto de lítio: LIF (TAUHATA et al., 2003).

A Figura 1.15 mostra os elementos que constituem um dosímetro do tipo termoluminescente (TLD), neste se encontram os cristais dosimétricos e normalmente os filtros (Cu, Al, Pb e Sn).

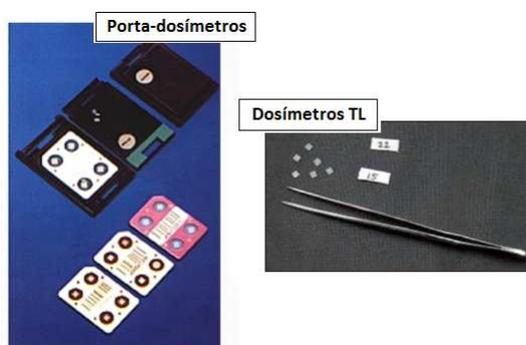


Figura 1.15: *Dosímetros do tipo termoluminescentes (ALMEIDA et al., 2008).*

O equipamento de leitura do TLD consiste de um sistema para controle de aquecimento do cristal termoluminescente, uma válvula fotomultiplicadora e um sistema eletrônico de processamento dos dados. O cristal emite luz ao ser aquecido, essa luz é convertida em corrente elétrica na válvula fotomultiplicadora. Na sequência, é realizado o processamento dos dados para avaliar a dose absorvida.

A Figura 1.16a apresenta o diagrama do sistema, e a Figura 1.16b o equipamento Harshaw TLDTM modelo 3500 para leitura de dosímetros TL.

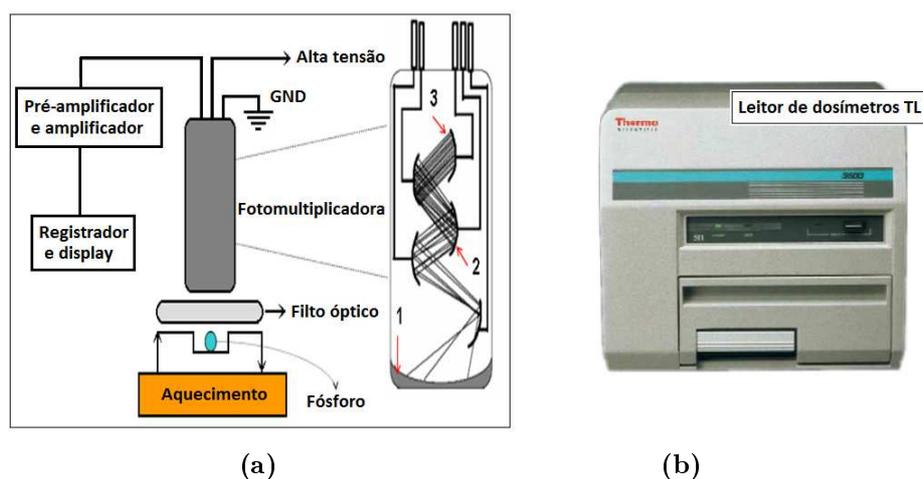


Figura 1.16: *Diagrama e o equipamento Harshaw TLDTM modelo 3500.*

1.4 Dosimetria de Paciente e Ocupacional

As principais grandezas e unidades para a dosimetria de paciente e monitoração ocupacional são apresentadas a seguir. Essas grandezas são detalhadas no Apêndice A.

a) Dosimetria de paciente: A dosimetria pode ser feita direta ou indiretamente. O método direto mede o kerma ar na entrada da pele com dosímetros termoluminescentes posicionados sobre a pele. Esses dosímetros são muito sensíveis e sua resposta depende da energia, sendo então necessário sua calibração. Apesar de medir o kerma ar na entrada da pele, a dose nos órgãos pode ser calculada. Já as medidas indiretas são feitas com câmaras de ionização, que utilizam as informações de kerma no ar, fator de retroespalhamento, energia e tamanho do campo, para determinar o kerma ar na entrada da pele (SILVA, M.S., 2011).

A dose no paciente pode ser obtida com a utilização das grandezas dosimétricas recomendadas pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação ou (do inglês *International Commission on Radiation Units and Measurements - ICRU*). Estas grandezas são: $K_{a,i}$ (kerma ar incidente), $K_{a,e}$ (kerma ar na superfície de entrada), P_{KA} (produto kerma ar-área) e suas respectivas taxas. A Figura 1.17 apresenta a geometria para determinação dessas grandezas de acordo com as definições da ICRU 74 (ICRU, 2005).

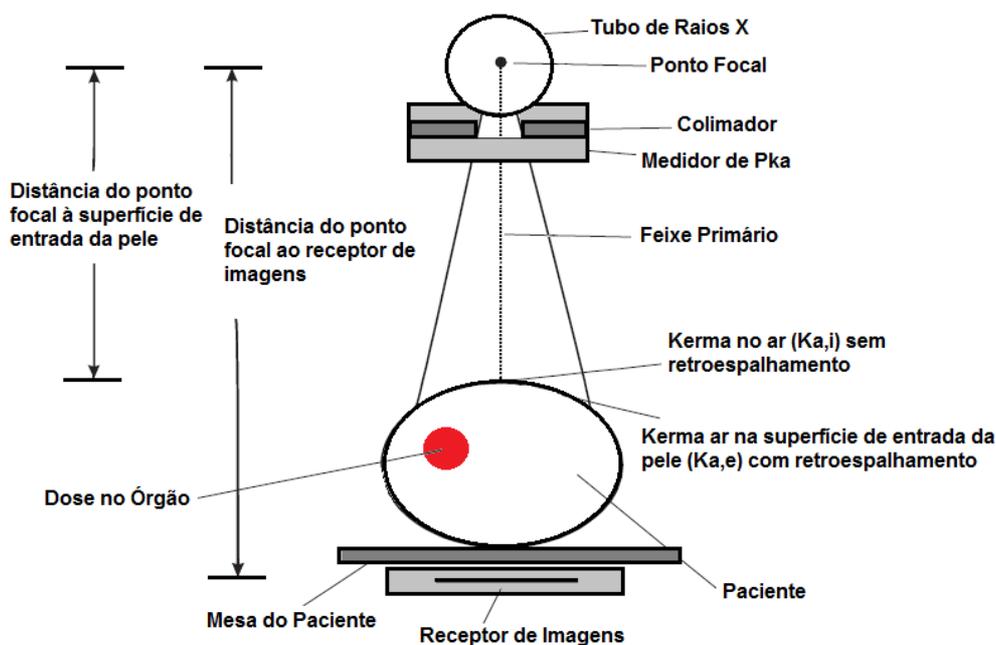


Figura 1.17: Geometria das grandezas dosimétricas em radiodiagnóstico (ICRU, 2005).

As grandezas $K_{a,i}$ e $K_{a,e}$ são determinadas no ponto onde o eixo central do feixe de raios X intercepta o plano perpendicular correspondente a entrada na pele do paciente. Já o P_{KA} é obtido numa área perpendicular ao feixe, normalmente, na saída do colimador. A relação entre $K_{a,i}$ e $K_{a,e}$ pode ser obtida pela expressão $K_{a,e} = K_{a,i} \cdot B$, onde B é o fator de retroespalhamento. A unidade de medida para $K_{a,i}$ e $K_{a,e}$ é o gray (Gy) e para P_{KA} é o $\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$ (ICRU, 2005; IAEA, 2005).

As organizações internacionais ICRP, NCRP e IAEA recomendam a utilização de níveis de referência de dose em radiodiagnóstico para otimizar a proteção do paciente. Os níveis de referência são estabelecidos em função dos dados coletados que reúnem informações sobre a magnitude de parâmetros dosimétricos nos procedimentos clínicos em centros de referência no país (IAEA, 2009; ICRP, 2007).

Na Tabela 1.6 podem ser observados os níveis de referência em radiodiagnóstico adotados pelo Ministério da Saúde brasileiro, pela Comunidade Européia e pelo Governo Britânico (LACERDA, 2007).

Tabela 1.6: Níveis de referência em radiodiagnóstico (LACERDA, 2007).

Exame	$K_{a,e}$ de referência (BRASIL, 1998) (mGy)	$K_{a,e}$ de referência (CE, 1996a) (mGy)	P_{KA} de referência (HART et al., 2002) (Gy.cm ²)
Coluna lombar			
AP	10	10	1,6
LAT	30	30	3,0
JLS	40	40	3,0
Abdomen			
AP	10	10	3,0
Pelve			
AP	10	10	3,0
Tórax			
PA	0,4	0,3	0,12
LAT	1,5	1,5	-
Crânio			
AP	5	5	-
PA	-	5	-
LAT	3	3	-

Projeções: AP (ântero-posterior); LAT (lateral); JLS (junção lombossacro); PA (pósterio-anterior).

Padovani et al. (2005) mostraram que os tecidos na entrada da pele do paciente podem receber altas doses de radiação, por isso possui maior risco de sofrer efeitos biológicos em procedimentos intervencionistas. O paciente recebe um feixe de radiação 100 vezes mais intenso que o feixe que sai do tubo de raios X (AIEA, 2005). Sendo assim, a dose absorvida na superfície da pele é a principal medida a ser determinada nesses procedimentos.

Na realização da dosimetria de pacientes são utilizados dosímetros termoluminescentes (TLDs), filmes radiográficos convencionais (de brometo de prata) ou radiocrômicos, câmaras de ionização de placas paralelas de grande volume denominadas de câmara P_{KA} , e o rendimento do tubo de raios X, aplicando os fatores de exposição do paciente (ICRP, 2000; ICRU, 2005; IEC, 2000).

Podem ser utilizados também dispositivos eletrônicos como, por exemplo, Accu-Pro da Radcal e RaySafe Xi na dosimetria de paciente. Estes aparelhos são capazes de estimar a dose acumulada e a taxa de dose em gray (Gy), röntgen (R) ou coulomb (C), sendo medidas após o procedimento com os parâmetros do equipamento de raios X. Além disso, são aplicados no controle de qualidade desses equipamentos para medir a alta tensão (kVp), pulsos, tempo de exposição, correntes e a carga do tubo de raios X (RADCAL, 2015; RAYSAFE, 2015).

A Figura 1.18a apresenta o aparelho Accu-Pro da Radcal, e na Figura 1.18b o RaySafe Xi com os seus respectivos detectores de estado sólido.



Figura 1.18: *Aparelhos para controle de qualidade em equipamentos de raios X.*

Na Tabela 1.7 podem ser observadas as principais características dos aparelhos Accu-Pro da Radcal e RaySafe Xi, mostrando apenas as grandezas de interesse para a dosimetria de pacientes (RADCAL, 2015; RAYSAFE, 2015).

Tabela 1.7: *Características dos aparelhos Accu-Pro da Radcal e RaySafe Xi.*

Especificações	Accu-Pro*	RaySafe Xi
Intervalo de dose	150 nGy a 100 Gy 17 μ R a 11 kR	10 nGy a 9999 Gy 1 μ R a 9999 R
Taxa de dose	150 nGy/s a 350 mGy/s 1.0 mR/min a 2.4 kR/min	10 nGy/s a 1 mGy/s 70 μ R/min a 7 R/min
Tempo	1 ms a 300 s + 0.2 ms	1 ms a 999 s + 0.2 ms
Comunicação	USB	RS-232 ou bluetooth
Dimensões	180X80X130 mm	28X74X142 mm
Peso	750 g	250 g

(*) **Tolerâncias:** Intervalo de dose e taxa de dose com $\pm 5\%$ e tempo com $\pm 0.1\%$.

Existem na literatura os programas PEMNET System e o Coregraph Software que são uma alternativa para quantificar e apresentar a distribuição de dose na pele do paciente em tempo real, durante os procedimentos intervencionistas. Em função dos parâmetros de irradiação e geométricos utilizados no equipamento de fluoroscopia é possível obter a magnitude e a distribuição da dose na pele do paciente. Apesar disso, nenhum desses recursos com essa finalidade está disponível nos equipamentos fabricados até o presente momento (STECKER et al. 2009; WAGNER, 2008).

b) Monitoração ocupacional: No caso do monitoramento pessoal é determinado o nível da dose de radiação recebida pelo profissional como decorrência de seu trabalho. A dosimetria individual possibilita a determinação da dose de cada usuário e permite ainda uma indicação das condições de funcionamento dos equipamentos. A dose elevada pode indicar maneira incorreta de trabalho, instalação com problemas de blindagem ou aparelhos defeituosos (WAGNER, 2008).

Em procedimentos intervencionistas a exposição ocupacional tem como principal origem a radiação espalhada pelo paciente em todas as direções. Esse espalhamento não é uniforme e surge por causa da interação da radiação do feixe primário com objetos interpostos nesse feixe como a mesa do paciente e o próprio paciente. Além da radiação espalhada, a radiação de fuga através da carcaça do tubo de raios X é outra fonte de exposição para o trabalhador (BALTER, 2006).

A exposição ocupacional externa e do público é determinada com a grandeza dose efetiva (E), e para avaliar a exposição nas extremidades ou em órgãos específicos como a pele e o cristalino é recomendada a dose equivalente (H_T) (ICRP, 2007; ICRU, 1993). Estas grandezas são utilizadas para avaliar efeitos estocásticos e H_T também é utilizada para avaliar efeitos determinísticos sendo expressas em unidades de sievert (Sv) (ICRP, 2000). Todavia, a dose efetiva não é mensurável de forma prática, porque o cálculo necessário para sua obtenção requer o somatório das medidas de dose equivalente multiplicada pelo fator de ponderação de tecidos e vários órgãos do corpo.

Devido a isso, são utilizadas as grandezas auxiliares conhecidas como grandezas operacionais, para estimar o valor da dose efetiva e da dose equivalente em órgãos e tecidos (ICRP, 2007; ICRU, 1993). A grandeza operacional utilizada para monitoração individual é o equivalente de dose pessoal $H_p(d)$ que representa a dose em tecidos moles, a uma profundidade d (mm), medida a partir de um ponto específico na superfície do corpo.

A grandeza operacional $H_p(d)$ pode ser utilizada para estimar a dose efetiva avaliando a dose de radiação em uma profundidade de 10 mm, representado por $H_p(10)$. Para estimar a dose equivalente na superfície da pele, mãos e no olho (cristalino) se utiliza a profundidade de 0,07 mm, representado por $H_p(0,07)$. Também pode ser utilizado na profundidade de 3 mm, chamado de $H_p(3)$, para avaliar a dose no cristalino (ICRP, 2007; ICRU, 1993).

A grandeza $H_p(10)$ é indicado para monitoração de radiações fortemente penetrantes como, por exemplo, fótons com energias acima de 12 keV; e $H_p(0,07)$ é indicado para monitoração de radiação fracamente penetrantes como raios X de baixa energia e radiação de partículas beta (ICRP, 2007; ICRU, 1993).

Sanchez et al. (2010) apresentaram um sistema de monitoração da dose ocupacional, que mostra em tempo real o equivalente de dose pessoal nos profissionais dentro da sala de procedimentos clínicos. O sistema capta e grava a cada segundo as medidas dos dosímetros de cada profissional presente na sala e transmite sem fios para um painel em frente ao médico. O sistema também alerta se o dosímetro está mal posicionado e se a taxa de radiação espalhada na sala está alta.

A Figura 1.19a mostra os dosímetros eletrônicos DoseAware e RaySafe i2, e na Figura 1.19b a interface com a indicação da dose efetiva dos dosímetros que estão conectados.



Figura 1.19: Dosímetros DoseAware, RaySafe i2 e tela de exibição de dose.

Na Tabela 1.8 podem ser observados os dosímetros RaySafe-i2 e DoseAware, onde se destaca o intervalo de dose para raios X ou gama em torno de $1 \mu\text{Sv}$ a 10 Sv , reprodutibilidade de 10 % correspondente a $1 \mu\text{Sv}$ de variação, sensibilidade para as energias de 33 keV a 101 keV com a especificação da dependência energética para cada qualidade do feixe, dependência angular e outros fatores (PHILIPS, 2014; RAYSAFE, 2014).

Tabela 1.8: Características dos dosímetros eletrônicos RaySafe-i2 e DoseAware.

Características	RaySafe-i2	DoseAware
Equivalente de dose pessoal Hp(d)	Hp(10)	Hp(10)
Intervalo de taxa de dose	40 $\mu\text{Sv/h}$ a 300 mSv/h	40 $\mu\text{Sv/h}$ a 300 mSv/h
Faixa de dose raios X/ γ	1 μSv a 10 Sv	1 μSv a 10 Sv
Reprodutibilidade	10 % ou 1 μSv	10 % ou 1 μSv
Dependência energética raios X/ γ (33 a 101 keV)	± 20 % N40-N100 ± 30 % N100-N120	-
Dependência angular	± 5 % com $\pm 5^\circ$ ± 30 % com $\pm 50^\circ$ ± 200 % e -100 % com $\pm 90^\circ$	-
Dependência com a temperatura	± 5 % com 20-26 $^\circ\text{C}$ ± 25 % com 15-35 $^\circ\text{C}$	-
Vida útil da bateria	3 a 5 anos	3 a 5 anos
Dependência da tensão de bateria	± 2 %	-
Peso do dosímetro	30 g	30 g
Dimensões do dosímetro	44X45X10 mm	44X45X10 mm
Comunicação de dados	USB e Ethernet 10/100	USB e Ethernet 10/100
Frequência de rádio	868,3 MHz, 918,3 MHz ou 927,9 MHz	868,3 MHz, 918,3 MHz ou 927,9 MHz
Alcance da rede	10 m	10 m

1.5 Objetivos do Trabalho

Este trabalho tem como objetivo desenvolver um dosímetro portátil sem fio de leitura direta com base em detectores semicondutores, que forneça informações em tempo real sobre a dose de radiação nos procedimentos que utilizam raios X. Este dosímetro pode ser utilizado para medir o kerma no ar nas qualidades de radiação para dosimetria de paciente ou monitoração ocupacional. Além disso, este trabalho tem o propósito de alcançar inovação tecnológica ao nível nacional, projetando um equipamento de fácil manuseio, baixo custo de desenvolvimento e instalação.

São apresentados a seguir os objetivos específicos desse trabalho, indicando algumas características desejáveis ao sistema dosimétrico.

- Na dosimetria de paciente o sistema deve realizar a leitura do kerma ar na entrada da pele do paciente utilizando os parâmetros do equipamento de raios X;
- Na monitoração ocupacional o dosímetro deve ter peso e dimensões apropriados, e calibrado para medir o equivalente de dose pessoal $H_p(10)$;
- O dosímetro deve possuir adequada sensibilidade e baixa dependência energética para medir uma ampla faixa do espectro de energias da radiação de acordo com as normas de qualidade em radiodiagnóstico e radioproteção;
- O sistema deve permitir o armazenamento das informações da dose de radiação do paciente e trabalhador no próprio dosímetro ou transmiti-las via rede sem fio;
- O sistema dosimétrico deve ter baixo consumo de energia para funcionar durante longos períodos de operação. O dosímetro portátil deve ser alimentado por baterias leves e com pequenas dimensões;
- Por fim, como requisito de inovação, o dosímetro deve contar com redundâncias de circuitos para implementar tolerância a falhas, atribuindo confiabilidade e segurança ao serviço.

1.6 Organização da Dissertação

A dissertação descreve o desenvolvimento de um dosímetro de leitura direta que pode ser utilizado na dosimetria de paciente ou monitoração ocupacional em procedimentos que utilizam raios X.

Capítulo 1 - Introdução.

Neste capítulo introdutório são apresentados o princípio da proteção radiológica, características de transdutores, tipos de dosímetros, dosimetria de paciente, monitoração ocupacional e objetivos do trabalho.

Capítulo 2 - Captura de Especificação do Projeto.

As especificações do dosímetro adquiridas através da Linguagem Unificada de Modelagem ou (do inglês *Unified Modeling Language - UML*) são exibidas neste capítulo.

Capítulo 3 - Caracterização dos Detectores Semicondutores.

Neste capítulo são apresentadas as características elétricas e os procedimentos utilizados na caracterização de transdutores semicondutores como detectores de radiação.

Capítulo 4 - Desenvolvimento do Dosímetro.

Os materiais e métodos para o desenvolvimento do dosímetro são exibidos neste capítulo. O dosímetro é constituído por um eletrômetro integrador, sistema embarcado e um módulo de comunicação sem fio. A interface de comunicação entre o dosímetro e operador é realizada através de um sistema computacional instalado no computador.

Capítulo 5 - Caracterização do Dosímetro.

Neste capítulo são apresentados os resultados da caracterização do dosímetro desenvolvido. Os benefícios e limitações de uso identificados no dosímetro são discutidos com a indicação de possíveis alternativas para melhorar sua resposta.

Capítulo 6 - Conclusão e Trabalhos Futuros.

As discussões finais acerca dos resultados do trabalho desenvolvido são realizadas neste capítulo. Algumas propostas para trabalhos futuros são feitas com possíveis aperfeiçoamentos na metodologia adotada neste projeto.

CAPÍTULO 2

CAPTURE DE ESPECIFICAÇÃO DO PROJETO

O dosímetro foi projetado a partir da captura de especificação do sistema, aplicando a metodologia *top-down*, que consiste em desenvolver um sistema abstraindo-se inicialmente os detalhes e focando apenas nas funcionalidades. Em seguida, com a evolução das especificações é possível alcançar todos os requisitos ao nível dos elementos base.

As especificações do sistema foram desenvolvidas através da Linguagem Unificada de Modelagem ou (do inglês *Unified Modeling Language - UML*), que auxiliou no levantamento dos requisitos do projeto por meio de notação gráfica de diagramas padronizados como, por exemplo, diagramas de casos de uso, implementação e diagrama de estados. Os diagramas UML foram realizados no ambiente Astah Community devido aos recursos disponíveis e por ser de licença livre.

2.1 Descrição do Sistema

O sistema dosimétrico pode ser aplicado na dosimetria de paciente ou monitoração ocupacional em procedimentos que utilizam raios X. Neste trabalho, utilizou-se como exemplo a radiologia intervencionista, devido à dose mais elevada nestes procedimentos. O sistema é capaz de informar em tempo real a dose de radiação recebida pelos usuários durante suas rotinas de trabalho. Dessa forma, espera-se que o sistema possa contribuir com os profissionais de saúde.

O sistema é composto por dosímetros eletrônicos sem fio e um software instalado no computador. O software realiza o processamento dos dados de cada dosímetro que estão conectados em rede ao computador. Os resultados de dose são exibidos através um monitor, que pode ser visto pela equipe médica. Os dosímetros devem ser utilizados de forma individual pelos integrantes da equipe, como médicos, radiologistas, anestesistas, enfermeiros e outros.

Para que o sistema possa funcionar corretamente, antes é necessário executar algumas rotinas de teste. Nestes procedimentos um técnico eletricista realiza a avaliação de bateria e verifica a conexão do dosímetro com o computador. Se o dosímetro apresentar falha irrecurável, ou seja, tiver uma falha que o sistema não consegue se recuperar automaticamente. O técnico de manutenção deve ser solicitado para corrigir o problema. Este técnico executa as ferramentas de diagnóstico na interface do software para identificar os problemas e realizar a manutenção do sistema.

Quando todos os testes ocorrem com sucesso, os dosímetros são entregues aos seus respectivos usuários. O dosímetro é posicionado na altura do tórax e colocado sobre o avental para estimar a dose efetiva do trabalhador. A interação dos usuários com o sistema é feita por meio da visualizado da dose de radiação na interface do software. O computador recebe e armazena os dados de dose (kerma no ar, taxa de kerma e o tempo de exposição) e pode ser ligado a uma rede de computadores, a fim de transferir as informações para uma base de dados instalada local ou remotamente.

Na interface do software existe uma lista de visualização que identifica cada membro da equipe médica por meio de ícones. O profissional pode se ausentar da sala de cirurgia por cinco minutos sem perder o lugar na lista de exibição de dose. Os níveis de exposição dos profissionais aos raios X podem ser vistos de forma intuitiva por meio de gráficos e barras coloridas.

2.2 Casos de Uso

As funcionalidades do sistema do ponto de vista do usuário foram representadas utilizando o diagrama de casos de uso. Este diagrama representa a interação dos usuários com o sistema e suas principais funções, descrevendo inicialmente o projeto sem distinguir o hardware do software, conforme ilustra a Figura 2.1. Pode ser observado a seguir os atores com os seus respectivos casos de uso.

a) **Usuários:** O usuário é o principal ator que interage com o sistema que pode ser um médico, anestesista, enfermeira e outros.

- Visualizar dose: Apresenta as informações da dose de radiação recebida durante o procedimento, sendo acionado na interface do sistema por um profissional responsável.
- Processar dados: Tem a função de realizar os cálculos de dose (kerma no ar, taxa de kerma no ar e tempo de exposição).
- Adquirir dados: Este recurso é utilizado quando se deseja adquirir dados, sendo acionado somente quando o teste do dosímetro apresentar resposta correta.
- Salvar dados: As informações da dose de radiação após processamento são salvas em uma base dados no computador para análises posteriores.
- Gerar relatórios: Serve para organizar as informações do histórico de dose do paciente ou trabalhador e imprimir relatórios.
- Emitir alarmes: Este recurso serve para indicar a presença de falhas no sistema ou quando a dose estiver acima dos valores toleráveis.

b) **Técnico eletricista:** O técnico eletricista interage com o sistema para realizar os testes de rotina e fazer a conexão dos dosímetros.

- Testar dosímetro: Ocorre logo após ligar o sistema e serve para verificar falhas de funcionamento do dosímetro como tensão de bateria baixa.
- Ligar dosímetro: É acionado por um botão no próprio medidor pelo técnico eletricista quando se deseja ligar o dosímetro portátil.
- Entrar com senha: É executada somente pelo técnico eletricista toda vez que o usuário desejar ter acesso ao sistema.
- Executar modo usuário: Esta opção seleciona o modo privilegiado no software fornecendo algumas funções do sistema.
- Executar modo administrador: Esta opção seleciona o modo administrador no software que disponibiliza todas as funções do sistema.

- Realizar conexão: Estabelece a conexão dos dosímetros com o computador através de uma rede sem fio.
- Calibrar dosímetro: Este recurso é utilizado nos procedimentos de calibração do sistema, executada por um técnico autorizado com acesso as opções de configuração avançada.

c) **Técnico manutenção:** O técnico de manutenção interage com o sistema apenas quando o dosímetro apresentar problemas de funcionamento.

- Executar diagnóstico: É uma função utilizada pelo técnico de manutenção para avaliar o dosímetro, através de ferramentas de diagnóstico do sistema.

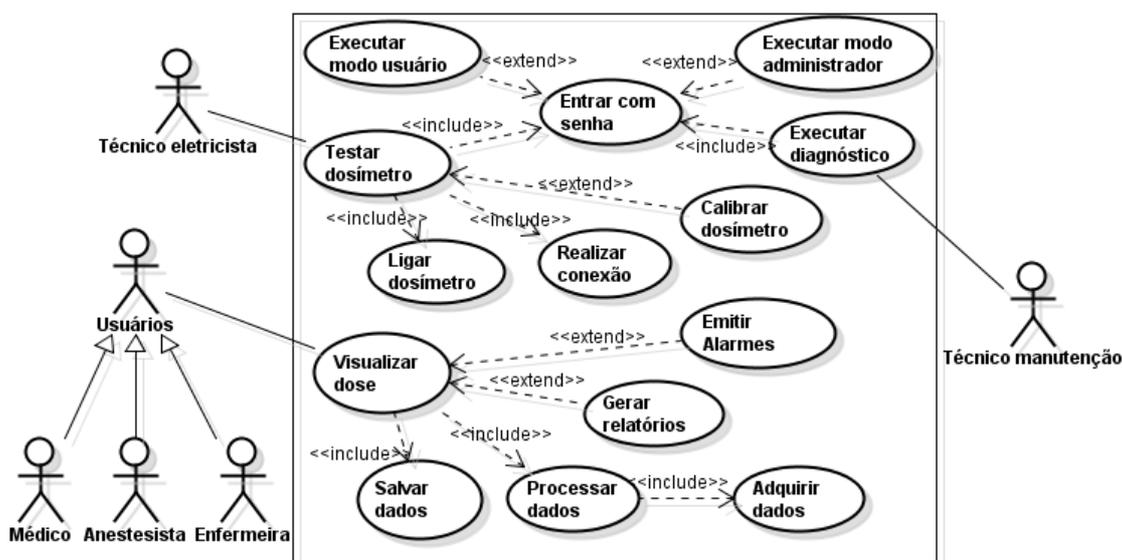


Figura 2.1: Diagrama de casos de uso.

2.3 Implementação do Sistema

A implementação do sistema foi dividida em duas partes principais chamadas de controle estático e dinâmico. Estes foram representados através de notações gráficas padronizadas para distinguir o hardware do software. A seguir são apresentados os modos de controle do sistema dosimétrico.

2.3.1 Visão estática

A visão estática do sistema pode ser observada a seguir em três partes denominadas de interfaces, arquitetura, entrada e saída.

a) Interfaces: A interação do operador com o equipamento pode ser feita diretamente no computador via conexão USB (*Universal Serial Bus*) ou rede sem fio (*wireless*). Na conexão USB as informações podem ser lidas na memória EEPROM do dosímetro e depois descarregadas no computador. Enquanto, no modo *on-line* as informações da dose de radiação recebida pelo paciente ou trabalhador são visualizadas através de um monitor de vídeo.

b) Arquitetura: A arquitetura do sistema dosimétrico é composta basicamente de duas partes principais, software e o hardware. O software consiste de um sistema computacional desenvolvido para a interação do operador com o equipamento. Pode exibir em tempo real a dose de radiação recebida pelo profissional durante sua rotina de trabalho. Ainda, pode ser aplicado na dosimetria de paciente através de parâmetros do equipamento de raios X.

O hardware do dosímetro é denominado de medidor radiológico, composto por um transdutor semicondutor conectado a unidade eletrométrica de condicionamento e amplificação de sinais, possui também um controlador digital para realizar o pré-processamento dos dados. A comunicação entre o hardware e o software é realizada através de uma rede sem fio.

c) Entrada e saída: O sistema dosimétrico possui dispositivos de entrada e saída de dados. O medidor radiológico é o dispositivo de entrada que recebe os raios X e transmite os dados para um computador. No computador encontra-se o software que realiza os cálculos de dose e exibe as informações através de um monitor.

O monitor de vídeo é o dispositivo de saída que exibe graficamente as informações da dose de radiação recebida pelo profissional. O sistema apresenta também indicações luminosas e sonoras que mostram a ocorrência de falhas, como perda de conexão do dosímetro. Os dados após processamento podem ser salvos em um Banco de Dados - BD local ou remoto, fornecendo a gerência do hospital um histórico de dose dos procedimentos realizados.

Para descrever a arquitetura física do sistema de forma estática foi utilizado o diagrama UML de implementação. Foram mapeadas a arquitetura lógica das classes em termos de nós de processamento e comunicação, e a dependência entre eles. A Figura 2.2 apresenta o diagrama de implementação do sistema.

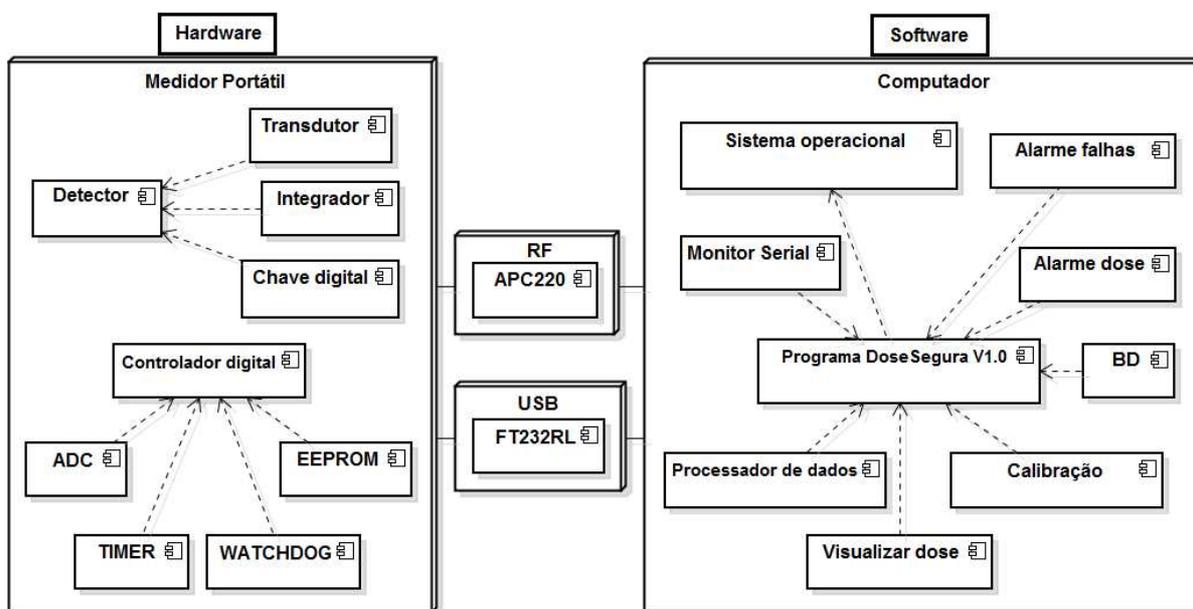


Figura 2.2: Diagrama de implementação.

2.3.2 Visão dinâmica

O dosímetro possui um sistema embarcado e um software instalado no computador. O sistema embarcado é um microcontrolador que fica encapsulado no medidor radiológico. Este microcontrolador realiza um conjunto de tarefas predefinidas denominada de máquina de estados. A máquina de estados faz o controle central do instrumento, uma vez que gera os sinais de inicialização de todos os processos internos do mesmo, cadenciando a ordem dos acontecimentos para que o dosímetro apresente adequado funcionamento.

Para descrever a arquitetura física do sistema de forma dinâmica foi utilizado o diagrama UML de estados, no qual são apresentados os estados e transições dos eventos que o sistema deve realizar durante o seu funcionamento. A Figura 2.3 apresenta a interação do software no computador com o sistema embarcado do medidor radiológico.

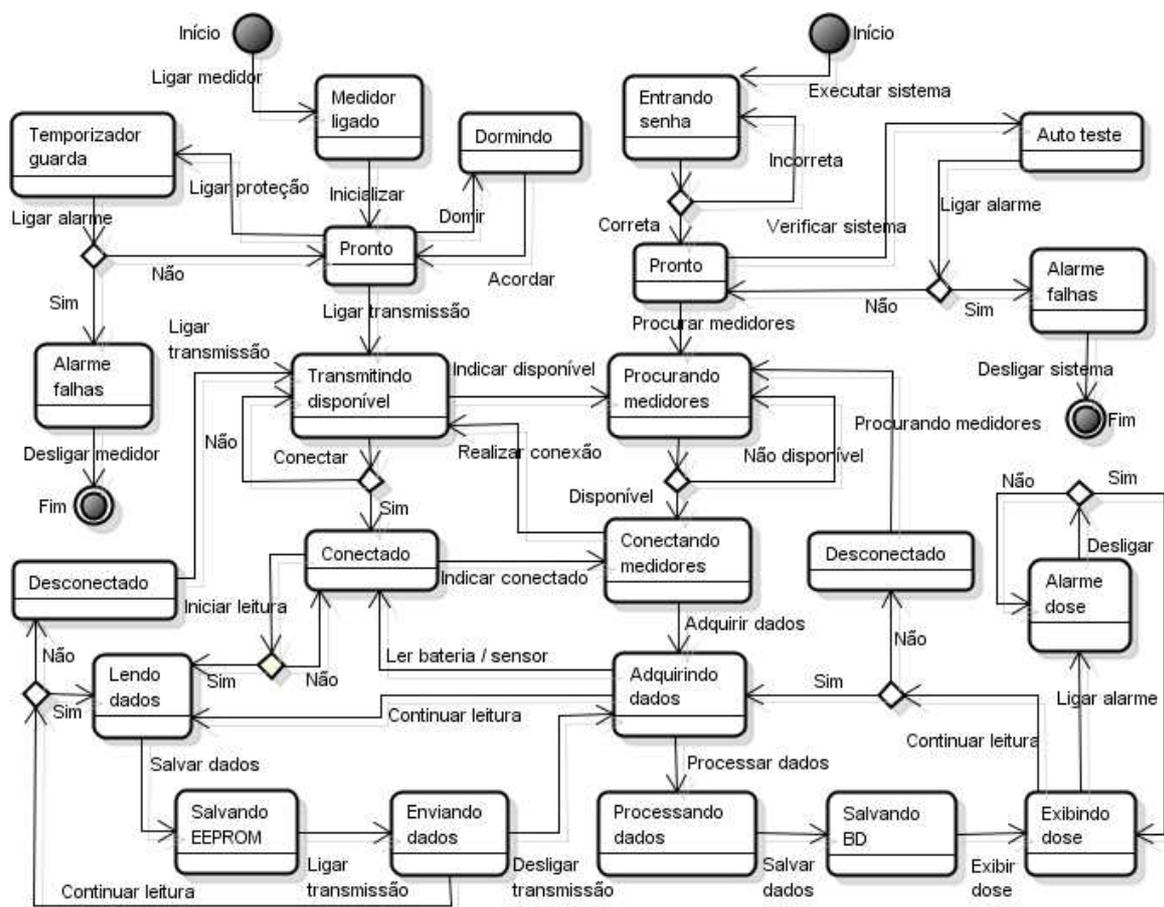


Figura 2.3: Diagrama de estados.

Na Figura 2.3 encontram-se as duas máquinas de estados do sistema dosimétrico. A primeira representa o medidor radiológico e a segunda o software que está instalado no computador. Para ligar o medidor radiológico deve-se pressionar um botão no próprio medidor. Quando o medidor fica no estado PRONTO significa que as configurações de inicialização já foram carregadas. O temporizador guarda (*watchdog timer*) também é acionado para evitar que o sistema pare de funcionar por causa de travamento no software do medidor. Se o medidor radiológico apresentar falha irreversível, este deve ir para o estado ALARME DE FALHAS e depois se desligar automaticamente. Além disso, o sistema pode entrar no modo de economia de energia denominado estado DORMINDO, este estado ocorre quando o medidor permanece ligado por muito tempo sem adquirir dados.

O estado TRANSMITINDO DISPONÍVEL envia uma mensagem informando que o medidor está disponível para estabelecer conexão com o computador. Quando o medidor recebe a confirmação de conexão, este segue para o estado CONECTADO e fica aguardando o comando

para iniciar leitura. Este comando é fornecido pelo computador que monitora e controla o medidor a partir de instruções do protocolo de comunicação. Em seguida, o sistema realiza a transição para o estado LENDO DADOS e faz a leitura do sinal no transdutor semiconductor e tensão de bateria. Os dados são salvos na memória EEPROM do medidor para posteriormente serem transferidos em tempo real através de uma rede de comunicação. Estas informações de dose também podem ser lidas diretamente via conexão com a porta USB do computador.

Se o medidor não for mais necessário, o sistema interrompe a leitura de dados e segue para o estado DESCONECTADO. Este estado liga a transmissão de dados para indicar ao computador que o medidor está disponível para nova conexão. As principais transições entre estados são identificadas através de mensagens enviadas ao sistema computacional, mostrando se o medidor esta disponível, conectado, adquirindo dados e outros. Estas mensagens são utilizadas para verificar as condições de funcionamento do medidor radiológico.

Para executar o software no computador é necessário entrar com senha para definir o modo de funcionamento do sistema dosimétrico. O sistema pode operar no modo usuário com funções privilegiadas ou no modo administrador com acesso a todos os recursos do software. Entre os recursos do modo administrador estão: configurar parâmetros de comunicação serial, enviar comandos ao medidor radiológico, calibrar o sistema dosimétrico e inserir fatores de correção para ajustar a leitura.

Independente do modo de operação selecionado no sistema, o próximo estado a ser carregado é o PRONTO. Neste estado encontra-se o nó chamado de Auto Teste (*Power-on Self Test* - POST), cuja função é avaliar a tensão de bateria e verificar se ocorreu travamento no software do dosímetro. O sistema deve produzir um alerta sonoro quando forem detectadas falhas no dosímetro ou quando a dose de radiação estiver acima dos valores de tolerância. No caso do auto-teste identificar um erro irreversível, deve ir para o nó Alarme e depois desligar o dosímetro. As configurações de inicialização sendo executadas corretamente o próximo estado de funcionamento é PROCURANDO MEDIDORES.

No estado PROCURANDO MEDIDORES o sistema computacional fica buscando por medidores disponíveis. Quando um determinado medidor é localizado, o sistema envia a este medidor um comando para estabelecer conexão. Se o medidor responder corretamente, a conexão foi realizada com sucesso. Em seguida, o sistema segue para o estado ADQUIRINDO DADOS e solicita a leitura de tensão de bateria e o sinal do transdutor semiconductor. Estas

informações são processadas e depois exibidas no estado EXIBINDO DOSE através da interface do sistema computacional.

O sistema computacional solicita periodicamente o conteúdo da memória EEPROM e compara com o *buffer*¹ serial do computador a fim de verificar possíveis perda de dados. Caso haja alguma diferença entre os dados, o conteúdo do *buffer* serial será sobrescrito pelo conteúdo da memória EEPROM do medidor. Ainda, caso ocorra perda de conexão entre o medidor e o computador por um determinado tempo (*timeout*), o sistema deve ir automaticamente para o modo de economia de energia, aumentando assim a durabilidade da bateria do medidor de radiação.

Se não houver necessidade de uma nova leitura o sistema é levado a estado DESCONNECTADO. Neste estado o ciclo de funcionamento se repete, prosseguindo para o estado PROCURANDO MEDIDORES a fim de realizar nova conexão. Em outra palavras, o sistema fica na condição de pronto aguardando apenas que os medidores entrem na área de detecção, com o propósito de estabelecer a conexão e realizar novamente a leitura de dados.

2.4 Especificações do Dosímetro

A modelagem do projeto foi realizada através da linguagem UML que auxiliou nas especificações de hardware, software e os requisitos de dependabilidade do dosímetro. Estas especificações foram baseadas na *International Electrotechnical Commission* - IEC através da sua publicação 62387 (IEC 62387, 2012), e nas características elétricas encontradas em alguns aparelhos comerciais como, por exemplo, Accu-Pro, DoseAware e RaySafe discutidos na Seção 1.4 do Capítulo 1.

O sistema foi projetado e caracterizado na grandeza kerma no ar em conformidade com as qualidades de radiodiagnóstico e radioproteção. O kerma no ar pode ser utilizado para determinar a dose na entrada da pele de paciente e as grandezas operacionais. Esta grandeza é aplicada como base para todas as outras grandezas de aplicação específica medidas diretamente, cujas definições e fatores de conversão podem ser encontrados na literatura (IRD, 2011).

¹Buffer é uma região de memória física utilizada para armazenamento temporário de dados.

Na Tabela 2.1 podem ser vistas as especificações desejadas para o dosímetro chamado de DoseSegura V1.0, das quais se destacam: a grandeza kerma no ar, intervalo de dose para raios X/ γ de 1 μ Gy a 100 mGy, comunicação de dados USB ou RF, alcance da rede 20 m e outros fatores.

Tabela 2.1: *Especificações do dosímetro eletrônico aplicado em radiodiagnóstico ou radioproteção.*

DoseSegura V1.0	Radiodiagnóstico	Radioproteção
Grandeza de interesse	kerma no ar (Gy)	kerma no ar (Gy)
Intervalo de dose	1 μ Gy a 100 mGy	1 μ Gy a 10 mGy
Taxa de dose	1 μ Gy/h a 200 mGy/h	1 μ Gy/h a 20 mGy/h
Tempo de exposição	1 s a 9999 s	1 s a 9999 s
Reprodutibilidade	10 % ou 1 μ Gy	10 % ou 1 μ Gy
Dependência energética raios X/ γ (33 keV - 101 keV)	± 20 % RQR2-RQR6 ± 30 % RQR7-RQR10	± 20 % N40-N100 ± 30 % N100-N120
Dependência com a temperatura	± 5 % com 20-26 °C ± 25 % com 15-35 °C	± 5 % com 20-26 °C ± 25 % com 15-35 °C
Vida útil da bateria	3 a 5 anos	3 a 5 anos
Dependência da tensão de bateria	± 2 %	± 2 %
Consumo médio do dosímetro	10 mA	10 mA
Peso do dosímetro	50 g	50 g
Dimensões do dosímetro	50X50X10 mm	50X50X10 mm
Comunicação de dados	USB ou RF	USB ou RF
Frequência de rádio	431 a 478 MHz	431 a 478 MHz
Alcance da rede	20 m	20 m

2.5 Considerações Finais

O desenvolvimento da especificação do sistema dosimétrico com atributos de dependabilidade foi apresentado neste capítulo. Estas especificações foram obtidas com a linguagem UML através da utilização de diagramas padronizados de casos de uso, implementação e o diagrama de estados.

CAPÍTULO 3

CARACTERIZAÇÃO DOS DETECTORES SEMICONDUCTORES

Neste capítulo são apresentados os procedimentos de caracterização de transdutores semicondutores para serem utilizados como detectores de radiação. A caracterização consiste nos estudos de repetibilidade, reprodutibilidade e dependência energética discutidos na Seção 1.3.1 do Capítulo 1. Além disso, extraíram-se as curvas de calibração dos fotodiodos através da relação das respostas de kerma no ar em função do valor de referência ou padrão.

Estes estudos foram feitos de acordo com a *International Organization for Standardization* - ISO através da sua publicação 4037 (ISO 4037, 1999). A caracterização dos fotodiodos com os seus respectivos resultados e discussões podem ser vistos a seguir.

3.1 Procedimentos de Caracterização dos Fotodiodos

As respostas dos fotodiodos foram avaliadas no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes - LMRI do Departamento de Energia Nuclear - DEN da UFPE, visando verificar suas características para feixes de raios X conforme as normas de qualidade de radioproteção. A seguir são descritos os materiais utilizados na caracterização desses transdutores.

- Equipamento de raios X Pantak modelo HF320;
- Eletrômetro digital Keithley modelo 6517B;
- Câmara de ionização padrão secundário modelo NE2575;
- Eletrômetro digital Standard Imaging modelo CDX-2000A;
- Irradiador com fonte gama de Cs-137, Co-60, Am-241 modelo OB-25;
- Carro motorizado com sistema de posicionamento nos ângulos XYZ;
- Cabos blindados com conexão triaxial.

Os fotodiodos escolhidos para avaliação como detectores de radiação ionizante são: o SFH206, SFH205, BPX90F da Siemens, e o BPW34 da Vishay Semiconductors, conforme ilustra a Figura 3.1. Estes fotodiodos foram selecionados visando baixo custo e por sua disponibilidade no LMRI da UFPE.

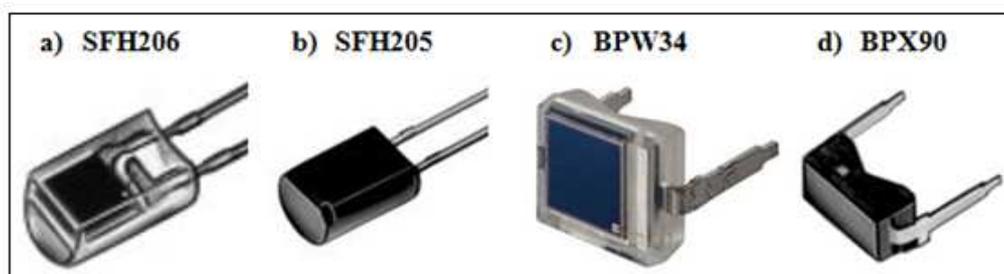


Figura 3.1: *Transdutores semicondutores analisados.*

Na Tabela 3.1, podem ser observadas as principais características elétricas dos fotodiodos mencionados anteriormente. No catálogo do fabricante encontram-se especificações elétricas relevantes como área sensível, ângulo de incidência, tensão reversa, corrente de fuga e capacitância. Estes parâmetros são importantes na determinação do transdutor semicondutor como detector de radiação.

Tabela 3.1: *Características elétricas dos transdutores fotodiodos.*

Características	SFH206	SFH205	BPW34	BPX90F
Espectro de sensibilidade	400 - 1100 nm	800 - 1100 nm	600 - 1050 nm	800 - 1050 nm
Área de sensibilidade	7,0 mm ²	7,0 mm ²	7,5 mm ²	5,5 mm ²
Ângulo de sensibilidade	± 60°	± 60°	± 65°	± 60°
Tensão reversa	32 V	32 V	60 V	32 V
Corrente de fuga ($V_R = 10V$)	2 (≤ 30) nA	2 (≤ 30) nA	2 (30) nA	2 (≤ 180) nA
Potência de dissipação	150 mW	150 mW	215 mW	100 mW
Capacitância do diodo	72 pF	72 pF	70 pF	430 pF

Observa-se na Tabela 3.1 que o fotodiodo BPW34 apresenta características elétricas melhores do que os outros diodos. O diodo BPW34 possui maior área ativa em torno de 7,5 mm², ângulo de incidência de $\pm 65^\circ$, tensão reversa até 60 V, menor capacitância de 70 pF e potência de 215 mW.

Em seguida, pesquisou-se um suporte de cor preto fosco e material de baixa atenuação para encapsular cada fotodiodo. Este suporte serviu para isolá-los da luz ambiente, devido a sua sensibilidade a essa faixa do espectro eletromagnético. Os terminais dos fotodiodos foram soldados a um cabo triaxial para permitir um aterramento adequado à malha de terra, o que previne a geração de ruídos provocados por interferências eletromagnéticas induzidas pelo ambiente, melhorando assim a qualidade do sinal no fio central.

O fotodiodo foi disposto de tal maneira que o terminal ânodo foi soldado no fio central do cabo triaxial e o cátodo foi colocado na malha de terra. Em seguida, o cabo foi conectado ao eletrômetro Standard Imaging modelo CDX-2000A com o diodo na configuração fotovoltaica. Este eletrômetro coletou a carga produzida no detector semicondutor quando exposto à radiação. Os dados foram relacionados com os níveis de corrente de fuga, repetibilidade, reprodutibilidade e dependência energética.

A Figura 3.2a apresenta o encapsulamento escolhido para isolar os fotodiodos da luz visível, e a Figura 3.2b mostra como está posicionado o transdutor fotodiodo dentro desse encapsulamento.

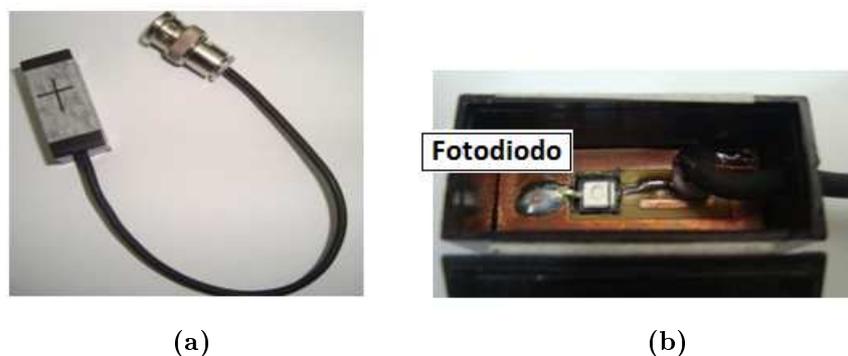


Figura 3.2: Esquema do encapsulamento dos fotodiodos.

Para obter as curvas de calibração dos transdutores fotodiodos também foram utilizados o eletrômetro digital Keithley modelo 6517B e a câmara de ionização monitora PTW modelo NE2575. A Câmara Monitora - CM foi utilizada para identificar possíveis alterações de funcionamento do equipamento de raios X. Dessa forma, as leituras dos fotodiodos foram relacionadas com o kerma no ar e corrigidas pelos dados da câmara monitora.

A caracterização dos fotodiodos fez-se por meio do uso de um gerador de raios-X industrial, Pantak HF320 de potencial constante com alvo de tungstênio. A Figura 3.3a apresenta o painel de controle do Pantak, e a Figura 3.3b a roda com os filtros¹ adicionais, *shutter*² e colimador³.

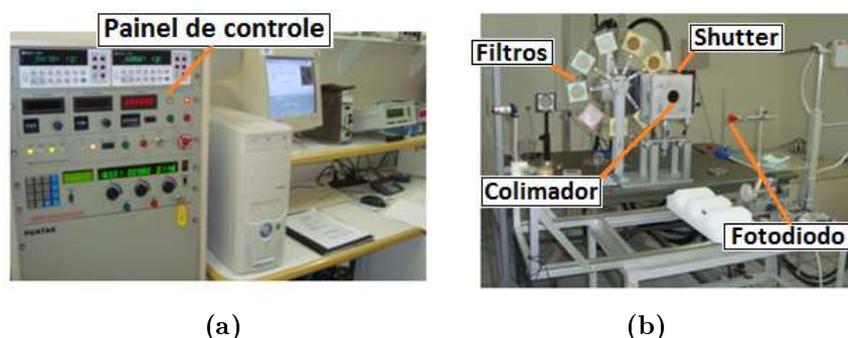


Figura 3.3: Equipamento de raios X Pantak modelo HF320.

¹Filtros adicionais determinam a qualidade do feixe de raios X.

²Shutter dispositivo mecânico que abre ou fecha a janela por onde passam os raios X.

³Colimador serve para restringir o ângulo do feixe de raios X.

A Figura 3.4a mostra o irradiador gama com as fontes de Cs-137, Co-60, Am-241 modelo OB-85, e na Figura 3.4b o sistema de controle de posicionamento do carro. Neste irradiador foram utilizadas as fontes de Cs-137 com energia de 661,7 keV e do Co-60 com valor médio de 1,252 MeV no estudo da dependência energética dos fotodiodos.

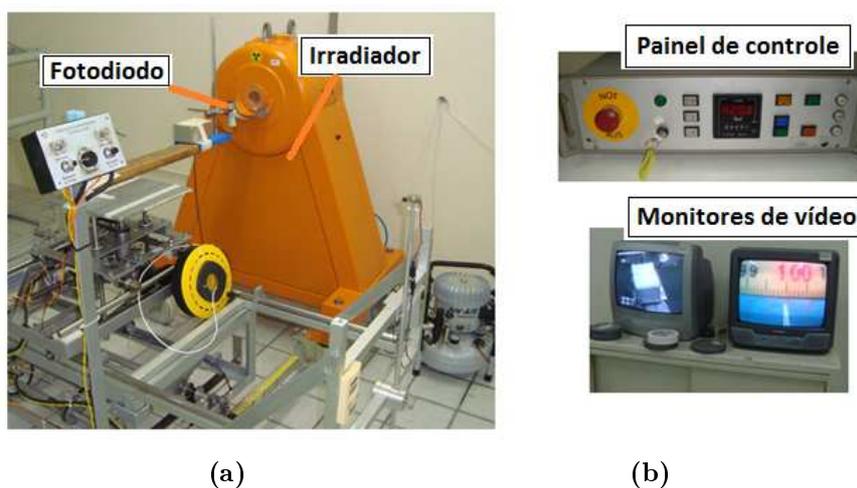


Figura 3.4: Irradiador OB-25 e o controle de posicionamento.

Os parâmetros operacionais do equipamento de raios X como, por exemplo, valores de alta tensão (kVp) e os filtros adicionais da camada semi-redutora (CSR), obedecem às normas de qualidade para radioproteção ISO 4037, discutidas na Seção 1.1.2 do Capítulo 1. Na Tabela 3.2, podem ser observados os parâmetros utilizados no LMRI da UFPE na calibração dos feixes de raios X para as qualidades da radiação: N40, N60, N80, N100 e N120.

Tabela 3.2: Parâmetros das qualidades em radioproteção do LMRI/UFPE.

Qualidade do feixe	Energia média (keV)	Tensão do tubo (kV)	1° CSR (mm)	2° CSR (mm)	Filtros adicionais (mm)
N40	33	40	0,084 Cu	0,091 Cu	4 Al + 0,21 Cu
N60	48	60	0,24 Cu	0,26 Cu	4 Al + 0,6 Cu
N80	65	80	0,58 Cu	0,62 Cu	4 Al + 2 Cu
N100	83	100	1,11 Cu	1,17 Cu	4 Al + 5 Cu
N120	100	120	1,71 Cu	1,77 Cu	4 Al + 5 Cu + 1 Sn

A Figura 3.5 mostra o arranjo experimental utilizado durante os procedimentos de caracterização, o qual serviu para definir a geometria de posicionamento dos fotodiodos no foco do feixe de raios X.

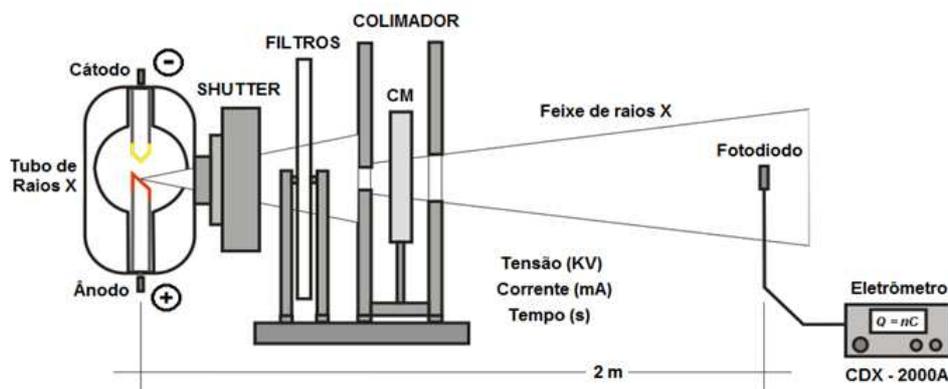


Figura 3.5: Arranjo experimental e posicionamento do fotodiodo.

Tendo definido a infraestrutura de caracterização e os parâmetros operacionais do equipamento de raios X, realizou-se o estudo de repetibilidade e reprodutibilidade da resposta dos fotodiodos. No estudo da repetibilidade verificou-se a resposta dos fotodiodos mantendo as mesmas condições de medição em todos os ensaios realizados para cada qualidade da radiação estudada.

A reprodutibilidade foi realizada com um feixe de raios X na qualidade de radioproteção N100 e kerma no ar⁴ de 179,34 μGy . Os diodos foram posicionados isoladamente no centro geométrico do feixe de raios X a uma distância de 2 m em relação ao foco e conectado ao eletrômetro CDX-2000A. Foram feitas 10 leituras dos fotodiodos durante 3 minutos em 5 dias diferentes, determinando com isso a média, desvio padrão e o coeficiente de variação. A câmara monitora foi utilizada neste estudo para corrigir as leituras encontradas.

Além disso, analisou-se a dependência energética dos fotodiodos a partir da exposição dos mesmos à radiação ionizante com diferentes energias. Os fotodiodos foram posicionados no centro geométrico do equipamento de raios X a uma distância de 2 m e nas condições definidas pelas qualidades de radioproteção N40 a N120. Os fotodiodos também foram expostos a feixes de raios gama do Cs-137 e Co-60 através do irradiador modelo OB-85 a 1 m e 30 cm respectivamente.

⁴Ar atmosférico.

3.2 Resposta dos Fotodiodos

Os resultados dos testes de repetibilidade e reprodutibilidade da resposta dos fotodiodos em função da variação com a dose e dependência energética são apresentados a seguir. Ao final, são discutidos os resultados da caracterização desses dispositivos para a escolha e adequação ao sistema de dosimetria proposto.

3.2.1 Repetibilidade e reprodutibilidade

Os resultados da repetibilidade demonstram que o coeficiente de variação é menor que 1,5 % para todos os fotodiodos estudados, sendo os fotodiodos BPW34 e BPX90 os que apresentaram melhor resposta.

Na Tabela 3.3, podem ser observados os dados do fotodiodo SFH206 com coeficiente de variação em torno de 44,7 % e desvio padrão de 0,109 nC para o kerma no ar de 179,34 μ Gy. Este diodo possui coeficiente de variação elevado indicando inadequada reprodutibilidade.

Tabela 3.3: *Estudo da reprodutibilidade do fotodiodo SFH206.*

N° de leituras (3 min)	Diodo SFH206 \bar{x} (nC) s (%)	Câmara monitora \bar{x} (nC) s (%)	Leituras normalizadas
10	0,224 3,060	2,578 0,500	0,916
10	0,205 2,070	2,576 0,590	0,838
10	0,093 1,420	2,592 0,380	0,380
10	0,363 1,250	2,578 0,740	1,484
10	0,338 1,870	2,598 0,380	1,382
Média (nC)	0,245	2,584	1,000
D.P. (nC)	0,109	0,010	
C.V. (%)	44,625	0,381	

A Figura 3.6 mostra as leituras obtidas do estudo da reprodutibilidade do fotodiodo SFH206 com o erro do desvio padrão. Observa-se que as leituras estão fora da tolerância de ± 10 % com variação de 44,7 % em função da média normalizada.

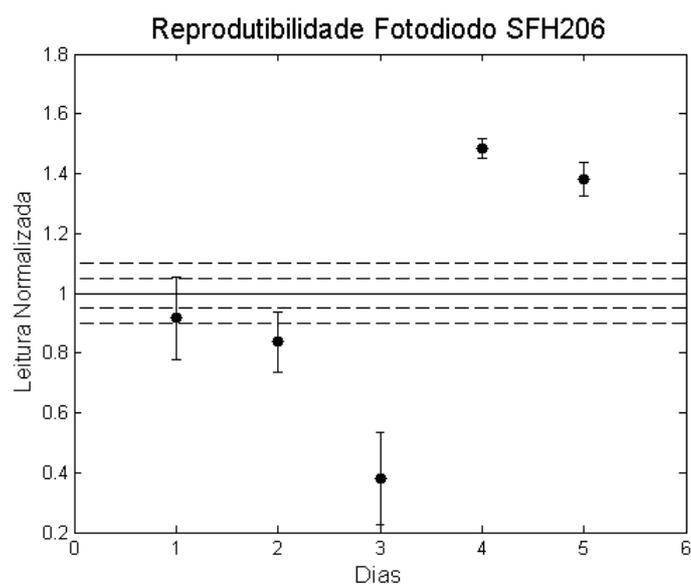


Figura 3.6: *Reprodutibilidade do fotodiodo SFH206.*

Na Tabela 3.4, podem ser observados os dados do fotodiodo SFH205 com o coeficiente de variação em torno de 43,8 % e desvio padrão de 0,130 nC o que representa inadequada reprodutibilidade.

Tabela 3.4: *Estudo da reprodutibilidade do fotodiodo SFH205.*

Nº de leituras (3 min)	Diodo SFH205		Câmara monitora		Leituras normalizadas
	\bar{x} (nC)	s (%)	\bar{x} (nC)	s (%)	
10	0,517	1,060	2,579	0,510	1,737
10	0,300	1,700	2,563	0,890	1,008
10	0,271	0,740	2,578	0,150	0,911
10	0,200	0,470	2,585	0,380	0,672
10	0,200	0,470	2,589	0,300	0,672
Média (nC)	0,298		2,584		1,000
D.P. (nC)	0,130		0,018		
c.v. (%)	43,780		0,689		

A Figura 3.7 mostra as leituras obtidas do estudo da reprodutibilidade do fotodiodo SFH205 com o valor de erro do desvio padrão. Observa-se a resposta fora do intervalo de tolerância de $\pm 10,0$ %, apresentada elevada variação em função da média.

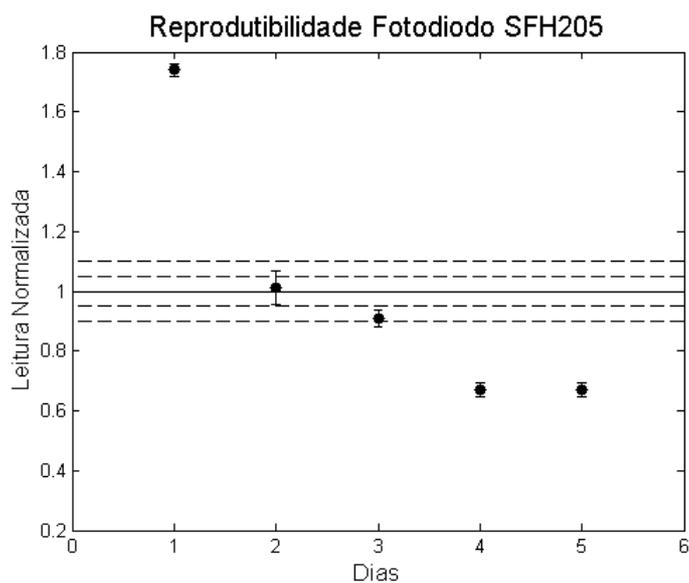


Figura 3.7: *Reprodutibilidade do fotodiodo SFH205.*

Na Tabela 3.5, encontram-se os dados do fotodiodo BPW34 com o coeficiente de variação em torno de 1,5 % e desvio padrão de 0,016 nC. Este coeficiente de variação representa adequada reprodutibilidade.

Tabela 3.5: *Estudo da reprodutibilidade do fotodiodo BPW34.*

Nº de leituras (3 min)	Diodo BPW34 \bar{x} (nC) s (%)	Câmara monitora \bar{x} (nC) s (%)	Leituras normalizadas
10	1,088 0,630	2,621 0,510	1,018
10	1,076 0,700	2,567 0,280	1,007
10	1,068 2,820	2,583 0,380	0,999
10	1,068 0,630	2,580 0,330	0,999
10	1,044 1,070	2,601 0,650	0,977
Média (nC)	1,069	2,590	1,000
D.P. (nC)	0,016	0,021	
c.v. (%)	1,506	0,804	

A Figura 3.8 mostra as leituras obtidas do estudo da reprodutibilidade do fotodiodo BPW34 com o valor de erro do desvio padrão. Observa-se que sua resposta está dentro da tolerância de $\pm 10\%$ em relação a média normalizada.

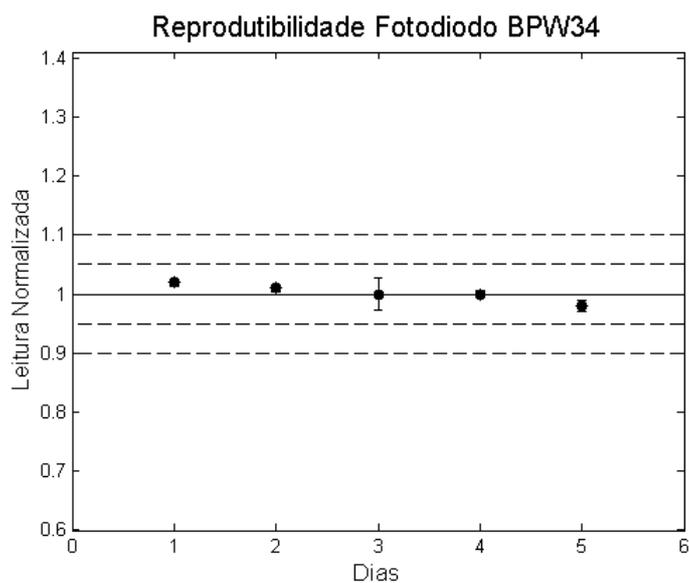


Figura 3.8: *Reprodutibilidade do fotodiodo BPW34.*

Na Tabela 3.6, encontram-se os dados do fotodiodo BPX90 com o coeficiente de variação em torno de 2,3 % e desvio padrão de 0,015 nC. Este coeficiente de variação representa adequada reprodutibilidade.

Tabela 3.6: *Estudo da reprodutibilidade do fotodiodo BPX90.*

N° de leituras (3 min)	Diodo BPX90 \bar{x} (nC) s (%)	Câmara monitora \bar{x} (nC) s (%)	Leituras normalizadas
10	0,641 0,320	2,616 0,240	0,978
10	0,638 0,420	2,571 0,440	0,974
10	0,668 1,030	2,580 0,340	1,020
10	0,657 0,480	2,576 0,270	1,003
10	0,672 0,420	2,594 0,110	1,026
Média (nC)	0,655	2,587	1,000
D.P. (nC)	0,015	0,018	
C.V. (%)	2,348	0,699	

A Figura 3.9 mostra as leituras obtidas do estudo da reprodutibilidade do fotodiodo BPX90 com o valor de erro do desvio padrão. Observa-se que sua resposta está dentro da tolerância de $\pm 10\%$ em relação a média normalizada.

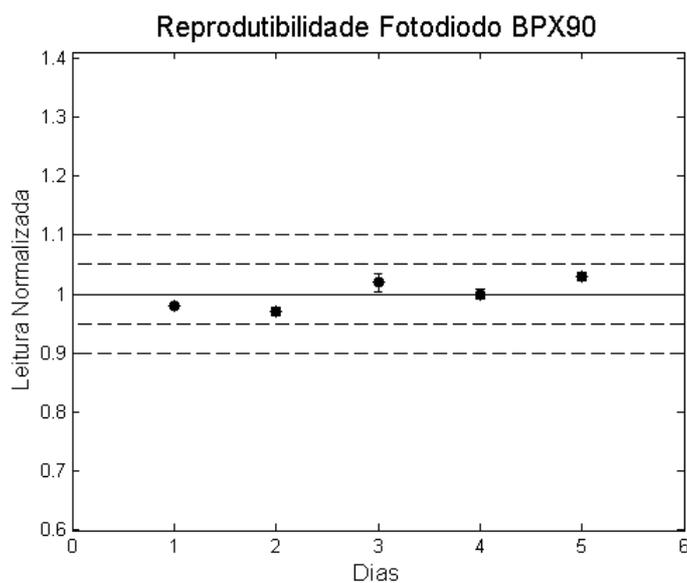


Figura 3.9: *Reprodutibilidade do fotodiodo BPX90.*

Os resultados demonstram que a variação da resposta do fotodiodo BPW34 foi menor que 1,6 %, evidenciando a estabilidade de sua resposta. O fotodiodo BPX90 apresentou adequada reprodutibilidade, mas teve baixa sensibilidade produzindo no máximo de 0,672 nC. Enquanto, o fotodiodo BPW34 produziu 1,088 nC nas mesmas condições de medição.

Os fotodiodos SFH206 e SFH205 apresentaram resposta com variação de 45 %, inviabilizando sua utilização como detector de radiação nas qualidades de radiação estudadas.

3.2.2 Resposta em função do kerma no ar

Neste estudo verificou-se a resposta dos fotodiodos em função do kerma no ar nas qualidades de radioproteção. Os gráficos não apresentam o desvio padrão devido a cada ponto da curva ter apresentado baixo valor de variação em torno de 1,6 %. Os pontos nos gráficos correspondem ao valor médio de três medidas consecutivas, sendo o primeiro ponto lido em 1 minuto, segundo em 2 minutos, aumentado até o último ponto, com 7 minutos.

As equações das retas permitem observar a linearidade das respostas dos fotodiodos com a taxa do kerma no ar, sendo analisado através dos coeficientes de determinação R^2 .

A Figura 3.10 apresenta as leituras dos fotodiodos avaliados com feixes de raios X nas qualidades de radioproteção N40, N60, N80 e N100. Observa-se que o fotodiodo BPW34 tem maior sensibilidade quando comparada com os outros diodos nessas qualidades.

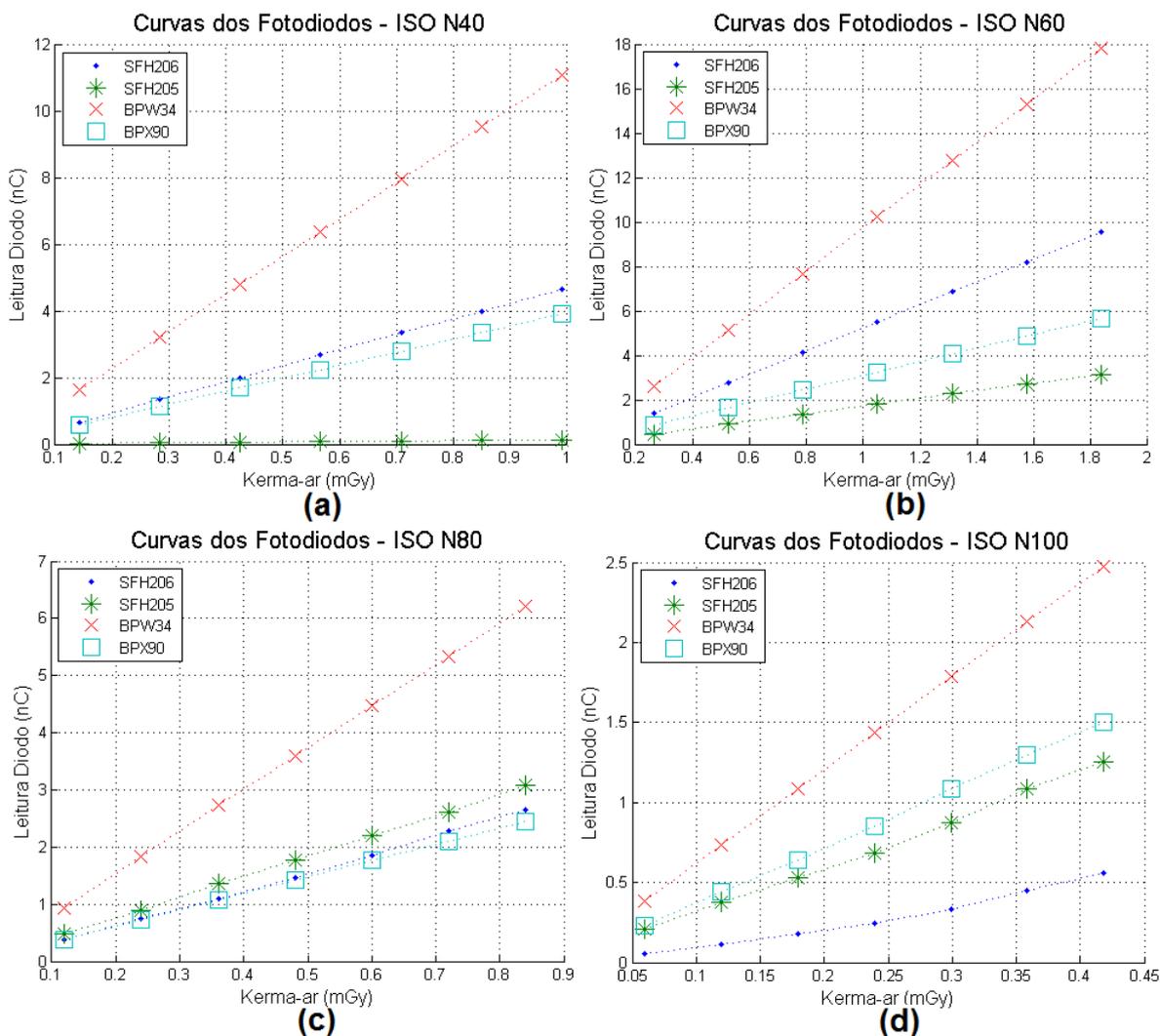


Figura 3.10: Resposta em função do kerma no ar nas qualidades de radioproteção.

A Figura 3.11 mostra as leituras dos fotodiodos para feixes de raios X na qualidade de radioproteção N120. Observa-se que o fotodiodo BPW34 possui maior sensibilidade, e o diodo SFH205 apresenta alta dependência energética.

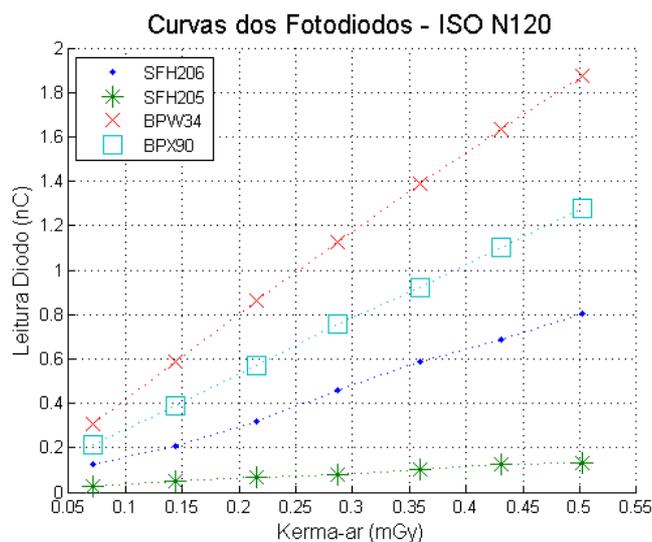


Figura 3.11: Resposta em função do kerma no ar para qualidade N120.

A Figura 3.12 mostra as leituras dos fotodiodos para feixes de radiação gama do Cs-137 e Co-60. Observa-se que o fotodiodo BPW34 apresenta também maior resposta em energias mais elevadas do que os outros diodos.

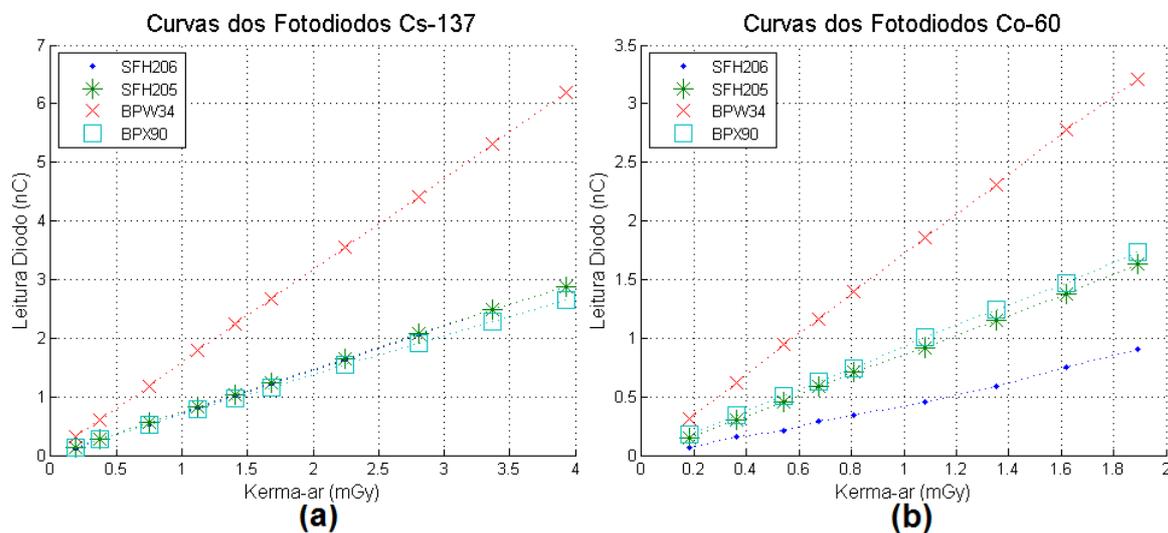


Figura 3.12: Resposta em função do kerma no ar para Cs-137 e Co-60.

Na Tabela 3.7, podem ser observadas as equações das retas e os coeficiente de determinação dos fotodiodos para feixes de raios X nas qualidades de radioproteção e para radiação gama do Cs-137 e Co-60.

Tabela 3.7: Equações das retas e coeficientes R^2 dos fotodiodos.

Qualidades (N)	SFH206	SFH205	BPW34	BPX90
N40	$y = 4,702x$ ($R^2 = 0,999$)	$y = 0,132x$ ($R^2 = 0,975$)	$y = 11,20x$ ($R^2 = 0,999$)	$y = 3,944x$ ($R^2 = 0,999$)
N60	$y = 5,216x$ ($R^2 = 0,999$)	$y = 1,725x$ ($R^2 = 0,999$)	$y = 9,722x$ ($R^2 = 0,999$)	$y = 3,097x$ ($R^2 = 0,999$)
N80	$y = 3,125x$ ($R^2 = 0,999$)	$y = 3,671x$ ($R^2 = 0,999$)	$y = 7,446x$ ($R^2 = 0,999$)	$y = 2,938x$ ($R^2 = 0,999$)
N100	$y = 1,154x$ ($R^2 = 0,965$)	$y = 3,200x$ ($R^2 = 0,960$)	$y = 5,964x$ ($R^2 = 0,999$)	$y = 3,606x$ ($R^2 = 0,999$)
N120	$y = 1,565x$ ($R^2 = 0,988$)	$y = 0,276x$ ($R^2 = 0,971$)	$y = 3,819x$ ($R^2 = 0,996$)	$y = 2,575x$ ($R^2 = 0,997$)
Cs-137	$y = 0,730x$ ($R^2 = 0,999$)	$y = 0,734x$ ($R^2 = 0,999$)	$y = 1,576x$ ($R^2 = 0,999$)	$y = 0,681x$ ($R^2 = 0,999$)
Co-60	$y = 0,455x$ ($R^2 = 0,999$)	$y = 0,855x$ ($R^2 = 0,999$)	$y = 1,711x$ ($R^2 = 0,999$)	$y = 0,919x$ ($R^2 = 0,999$)

Os resultados demonstram que os fotodiodos tiveram valores de R^2 superiores a 0,998 na maioria dos testes, indicando que os diodos possuem resposta linear com kerma no ar no intervalo estudado. No entanto, o fotodiodo BPW34 é o dispositivo mais sensível apresentando maior resposta por unidade de área, e o diodo SFH205 teve menor sensibilidade.

3.2.3 Resposta em função da energia da radiação

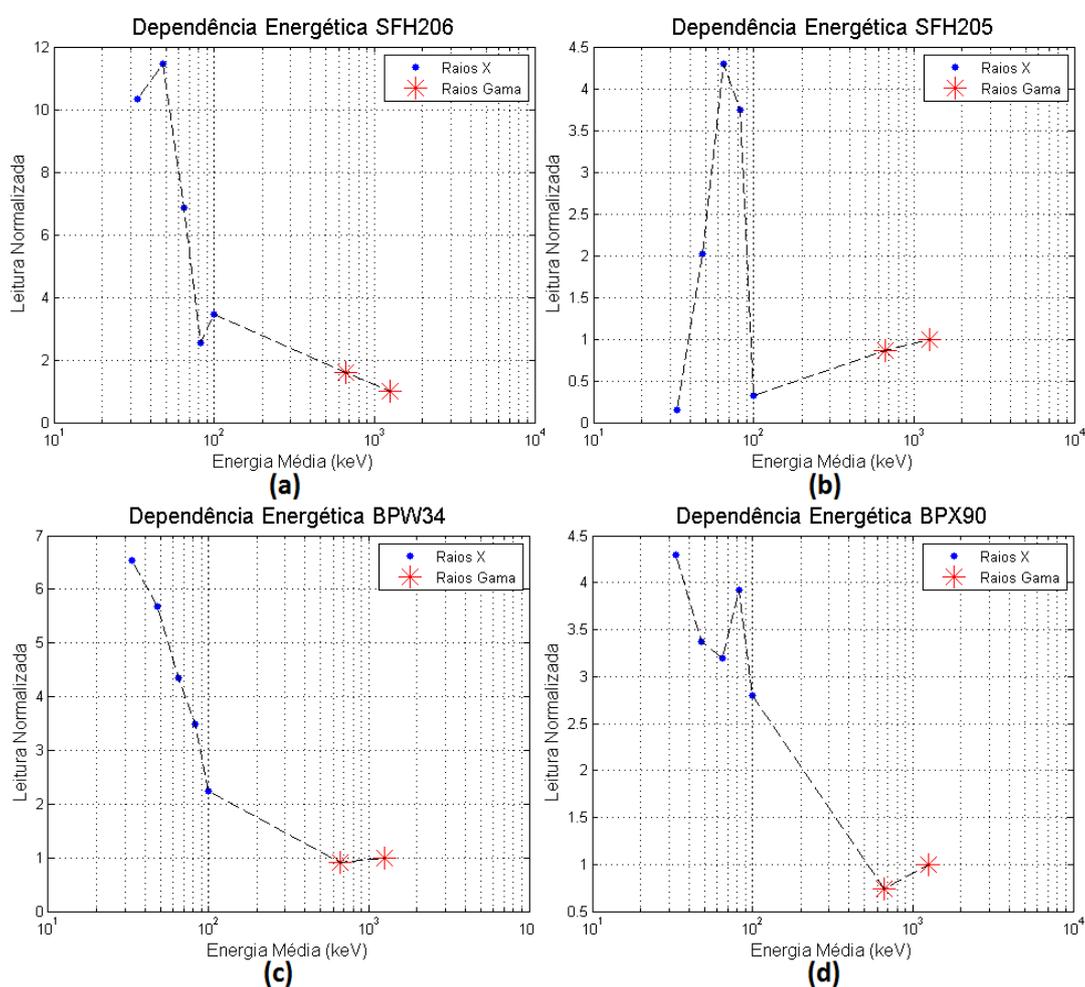
Neste estudo verificou-se o comportamento dos fotodiodos em função da energia da radiação. Para isso, foram utilizados os valores dos coeficientes angulares das retas de calibração de cada fotodiodo. Estes coeficientes foram obtidos do estudo da resposta em função do kerma no ar discutido anteriormente. Os resultados da resposta em função da energia da radiação podem ser observados a seguir.

Na Tabela 3.8, podem ser vistos os coeficientes das curvas de calibração após normalização com a fonte do Co-60, a normalização dos resultados foi obtida pela razão desses coeficientes pelo valor do Co-60.

Tabela 3.8: Coeficientes angulares dos fotodiodos normalizados com Co-60.

Fotodiodos	N40	N60	N80	N100	N120	Cs-137	Co-60
SFH206	10,334	11,464	6,868	2,536	3,440	1,604	1,000
SFH205	0,154	2,018	4,294	3,743	0,323	0,858	1,000
BPW34	6,546	5,682	4,352	3,486	2,232	0,921	1,000
BPX90	4,292	3,370	3,197	3,924	2,802	0,741	1,000

A Figura 3.13 apresenta a dependência energética dos fotodiodos analisados no intervalo de energias de 33 a 1252,85 keV, mostrando as alterações de sensibilidade do fotodiodo em cada energia da radiação avaliada.

**Figura 3.13:** Resposta dos fotodiodos em função da energia da radiação.

O fotodiodo SFH205 na Figura 3.13b apresenta baixa sensibilidade para a energia 33 keV correspondente a qualidade N40. Este comportamento deve-se a camada de filtro existente na superfície da área ativa do diodo que está atenuando as energias desta ordem. O fotodiodo

BPW34 é o dispositivo mais sensível apresentando maior leitura com adequada repetibilidade e reprodutibilidade.

Por estes motivos, investigou-se os níveis de corrente produzidos no diodo BPW34 quando exposto à radiação. A Figura 3.14 apresenta os níveis de corrente geradas no fotodiodo BPW34 quando exposto à radiação nas qualidades de radioproteção.

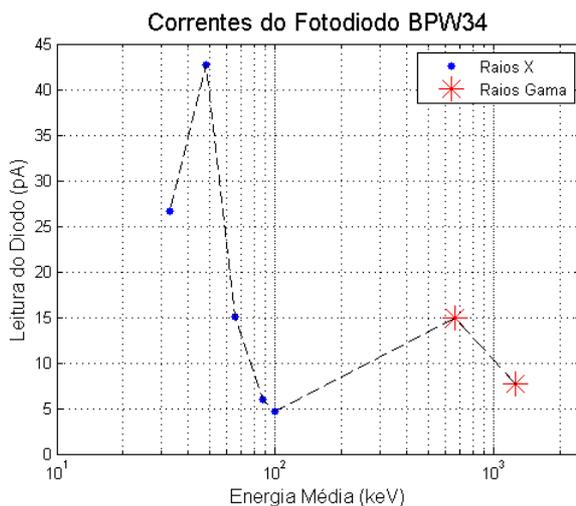


Figura 3.14: Correntes geradas no fotodiodo BPW34.

Na Tabela 3.9, podem ser observadas as correntes do fotodiodo BPW34 obtidas a partir da conversão de carga (nC) em corrente (pA), conforme a Equação 3.1:

$$I = \frac{Q}{\Delta t} \quad (3.1)$$

onde, I é a corrente fluindo na direção convencional, e Q é a carga produzida em relação ao tempo Δt .

Tabela 3.9: Correntes do fotodiodo BPW34 em função das energias da radiação.

Qualidade do feixe	Energia média (keV)	Distância (m)	Kerma-ar (mGy)	Diodo BPW34 corrente (pA)
N40	33	2,0	0,1416	26,60
N60	48	2,0	0,2624	42,75
N80	65	2,0	0,1200	15,06
N100	88	2,0	0,0597	6,04
N120	100	2,0	0,0718	4,71
Cs-137	661,7	1,0	0,0093	14,87
Co-60	1252,85	0,3	0,0045	7,76

Observa-se na Tabela 3.9 que o fotodiodo BPW34 apresenta variações de sensibilidade devido a sua dependência com a energia da radiação. Este fotodiodo na qualidade N60 teve maior resposta produzindo corrente de 42,75 pA, enquanto na qualidade N120 gerou apenas 4,71 pA.

Os valores de corrente obtidos no fotodiodo BPW34 foram utilizados nas simulações dos circuitos eletrônicos para o desenvolvimento do eletrômetro integrador. Portanto, o circuito do eletrômetro construído neste projeto deve possuir sensibilidade para medir corrente da ordem de picoampere ou $10^{-12}A$, discutido no Capítulo 4.

3.3 Considerações Finais

Os resultados demonstram que os fotodiodos avaliados nas qualidades de radioproteção são repetitivos e a variação é menor que 1,6 %. No entanto, os fotodiodos SFH206 e SFH205 apresentaram coeficiente de variação de 45 % indicando inadequada reprodutibilidade.

A dependência energética dos diodos foi elevada na faixa de energias de 33 keV até 100 keV, mas é possível reduzi-la com a utilização de filtros. O fotodiodo BPW34 foi escolhido por ter apresentado maior sensibilidade à radiação ionizante e possuir baixo custo quando comparados aos outros diodos.

CAPÍTULO 4

DESENVOLVIMENTO DO DOSÍMETRO

Neste capítulo são discutidos os materiais e métodos para o desenvolvimento de um equipamento capaz de realizar a dosimetria de paciente ou monitoração ocupacional em procedimentos que utilizam raios X. Este equipamento é um dosímetro eletrônico constituído por um medidor radiológico e um sistema computacional. O medidor possui um transdutor semicondutor, circuito eletrômetro integrador, sistema embarcado conectado a um módulo de comunicação sem fio. Os dados adquiridos dos medidores são processados no computador e exibidos em tempo real através do sistema computacional.

Para projetar o dosímetro foram utilizadas as informações da captura de especificação do sistema e caracterização dos detectores semicondutores vistos em capítulos anteriores. O desenvolvimento do dosímetro com os seus respectivos resultados e discussões podem ser vistos a seguir.

4.1 Desenvolvimento do Eletrômetro Integrador

Para condicionar e amplificar o sinal produzido pelo fotodiodo BPW34 foi desenvolvida uma unidade eletrométrica. Esta unidade eletrométrica consiste basicamente de um eletrômetro integrador composto por circuitos com amplificadores operacionais e um dispositivo de comutação para descarregar o capacitor do amplificador integrador. Pode ser visto a seguir a caracterização dos circuitos eletrônicos com o dimensionamento dos componentes, que foi realizado através de simulações em software e na bancada de teste.

4.1.1 Características dos circuitos eletrônicos

O fotodiodo BPW34 é um semicondutor planar do tipo PIN (PIN-Si), o qual foi utilizado como elemento de transdução de corrente. Em outras palavras, a partir da incidência de feixes raios X ou raios gama no fotodiodo, haverá uma produção de corrente que é diretamente proporcional a esta radiação. Este diodo foi conectado no modo corrente e na configuração fotovoltaica, ou seja, não haverá tensão de polarização sobre o mesmo.

O circuito do eletrômetro integrador projetado nesta aplicação deve possuir alta sensibilidade e baixíssimo ruído, permitindo a leitura de correntes de entrada da ordem de picoampere ou 10^{-12} A. Este nível de corrente foi obtido do estudo dos detectores semicondutores visto na Seção 3.2.3 do Capítulo 3. Nele se encontra os níveis de corrente produzidos no fotodiodo BPW34 quando exposto à radiação ionizante com diferentes energias conforme as qualidades de radioproteção.

As características elétricas dos circuitos eletrônicos foram investigadas no Laboratório de Dispositivos e Nanoestruturas - LDN da UFPE, que forneceu a infraestrutura necessária para caracterização dos amplificadores operacionais, dispositivos de comutação e um estudo para avaliar o consumo de energia desses dispositivos a fim de garantir a maximização da vida útil da bateria.

A instrumentação e os *softwares* utilizados nos procedimentos de caracterização desses dispositivos eletrônicos são descritos a seguir.

- Gerador de função Agilent de 30 MHz modelo 33522A;
- Osciloscópio Hewlet Packard de 150 MHz modelo 54602B;
- Fonte de tensão regulável Hewlet Packard de 0-6 V de 5 A e 0 ± 25 V de 1 A modelo E3631A;
- Fonte de corrente Keithley de 0,1 a 100 nA modelo 220;
- Osciloscópio digital Minipa de 60 MHz modelo MO-2061;
- *Softwares* PSpice OrCad e Proteus 8 Demonstration na versão estudante para simulações de circuitos eletrônicos.

A caracterização dos circuitos eletrônicos iniciou-se com o estudo de diversos amplificadores operacionais ou (abreviadamente AmpOp) através do *datasheet* do fabricante, com o objetivo de investigar as características elétricas e obter o amplificador que melhor se adéqua a aplicação deste projeto.

As características do amplificador operacional escolhido para ser avaliado são descritas a seguir, e na Figura 4.1 pode ser visto o seu encapsulamento.

- Tensão de *offset* 65 μV máxima;
- Corrente de polarização (BIAS) de 1 pA máxima;
- Nível de ruído 8 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$;
- Largura de banda 10 MHz;
- Ganho em malha aberta 1000 V/mV;
- Alimentação assimétrica de 2,7 V a 5,5 V;
- Capacitância de entrada 8,8 pF;
- Corrente de saída ± 30 mA;
- Taxa de variação 5 V/ μs ;
- Tempo de estabilização $< 0,5$ μs ;
- Temperatura máxima de operação -65 °C a 150 °C.

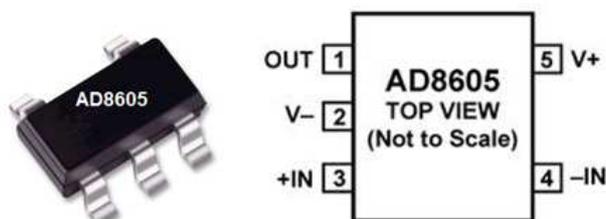


Figura 4.1: Amplificador operacional AD8605.

O amplificador operacional AD8605 do Analog Devices foi selecionado em vista de suas características elétricas serem compatíveis com as necessidades do projeto. Estas características foram obtidas no *datasheet* do fabricante, das quais destacam-se: tensão de *offset* $65 \mu\text{V}$, corrente de polarização de 1 pA , alimentação assimétrica de $2,7 \text{ V}$ a $5,5 \text{ V}$ e capacitância de entrada em torno de $8,8 \text{ pF}$. Este amplificador operacional combina em uma só pastilha monolítica, transistores JFET de entrada e transistores bipolares, que atribuem elevada impedância de entrada, baixa corrente de fuga e de *offset*, além de uma elevada capacidade de resposta às variações dos sinais de entrada (*slew rate*).

Foram pesquisadas também chaves analógicas de controle digital para descarregar a carga acumulada no capacitor do circuito integrador. A seguir podem ser observadas as principais características elétricas do dispositivo de comutação escolhido, e na Figura 4.2 pode ser visto o seu encapsulamento.

- Tensão de operação de $1,8 \text{ V}$ a $5,5 \text{ V}$;
- Resistência com chave ligada $0,4 \Omega$ típica e $0,6 \Omega$ máxima;
- Corrente com chave ligada 100 mA máxima;
- Capacitância de entrada 2 pF ;
- Corrente de fuga com chave desligada $\pm 0,2 \text{ nA}$;
- Corrente de fuga entre canais com chave ligada $\pm 0,2 \text{ nA}$.

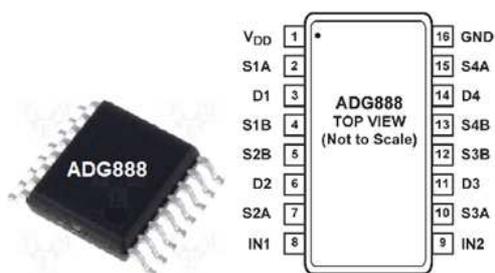


Figura 4.2: Chave de controle digital ADG888 do tipo CMOS.

A chave de controle digital ADG888 do Analog Devices foi escolhida em vista de suas características serem de acordo com as especificações do projeto. Estas características também foram obtidas no *datasheet* do fabricante, das quais destacam-se: tensão de operação de 1,8 V a 5,5 V, corrente de 100 mA máxima com chave ligada e capacitância de entrada de 2 pF.

Em seguida, pesquisaram-se as principais configurações de circuitos eletrônicos reportadas na literatura para o desenvolvimento de um eletrômetro com aplicação de fotodiodos. Na literatura encontram-se diversos circuitos projetados com este intuito. No entanto, foram avaliadas as configurações eletrônicas mais relevantes que são descritas a seguir.

Na primeira, o circuito do eletrômetro é constituído por amplificadores operacionais nas configurações de conversor corrente-tensão (I-V) e um circuito integrador não-inversor. O esquema básico desse circuito eletrônico pode ser observado na Figura 4.3.

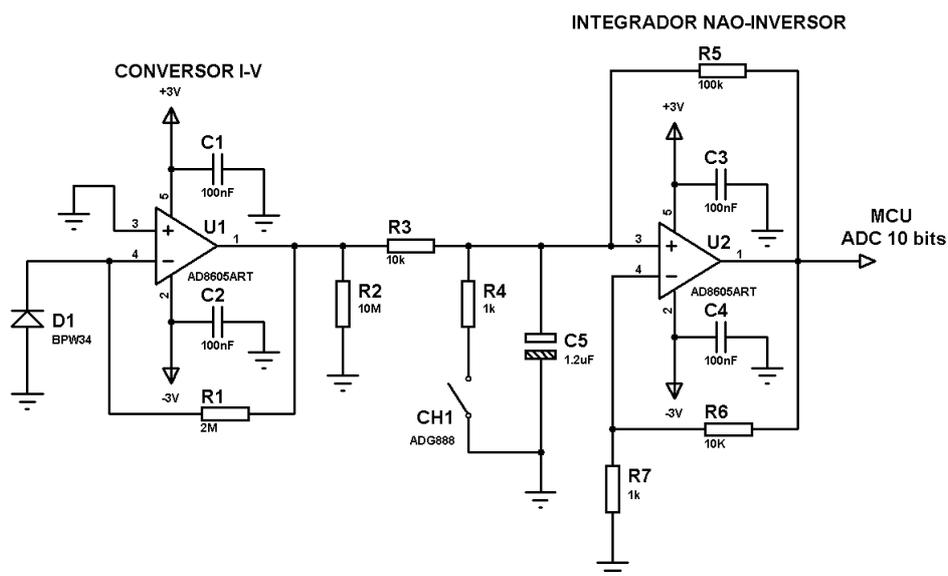


Figura 4.3: Esquema básico do eletrômetro com integrador não-inversor.

Na segunda, o circuito do eletrômetro é constituído por amplificadores operacionais nas configurações de conversor corrente-tensão (I-V), amplificador inversor e um circuito integrador. O esquema básico desse circuito eletrônico pode ser observado na Figura 4.4.

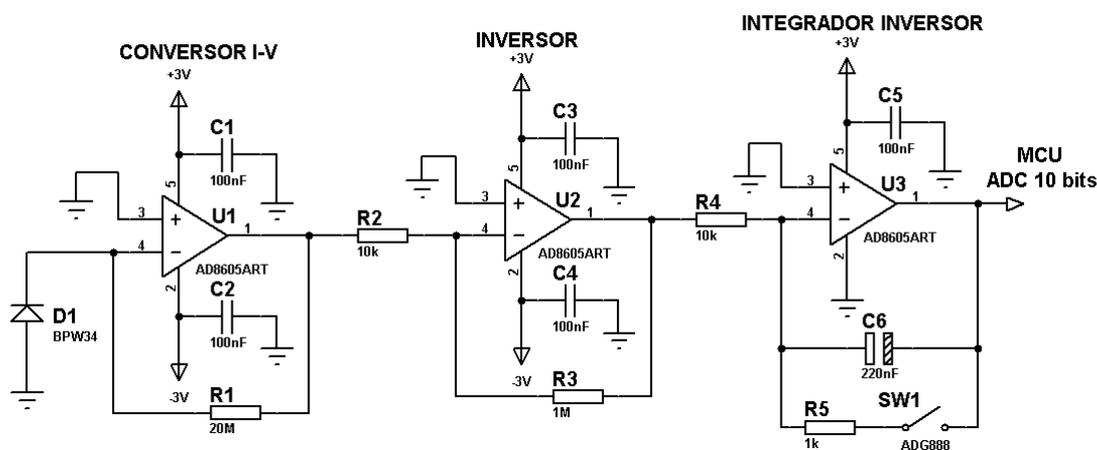


Figura 4.4: Esquema básico do eletrômetro com integrador inversor.

Em ambos os casos, o detector fotodiodo atua como uma fonte de corrente e está configurado no modo sem polarização, pois no modo polarizado pode apresentar maior corrente de fuga (corrente espúria), que é proporcional à temperatura ambiente. A corrente de fuga por sua vez pode prejudicar a relação sinal-ruído do eletrômetro. Portanto, o fotodiodo comporta-se como uma chave aberta sem radiação incidente e seu funcionamento independe da tensão de diodo (V_d), e sim da corrente produzida (I_d) na interação da radiação com a região de depleção do mesmo.

A saída de tensão do amplificador conversor I-V é definida como sendo, $V_s = I_d \cdot R_f$, onde I_d é a corrente gerada no fotodiodo e R_f é o resistor de realimentação negativa do amplificador. Assim, a tensão de saída é proporcional a corrente I_d que depende da intensidade da radiação incidente. A polaridade da tensão de saída no conversor I-V depende da forma como o diodo é conectado na entrada do amplificador, ou seja, quando o terminal ânodo estiver ligado ao terra a saída do amplificador apresentará tensão negativa, e quando for o cátodo a saída do amplificador terá valor inverso.

O amplificador integrador, seja inversor ou não-inversor, tem a finalidade de realizar um processo de integração (soma infinitesimal) dos sinais resultantes da variação da corrente gerada no fotodiodo conforme o intervalo de tempo analisado. A velocidade de armazenamento de cargas elétricas integradas no capacitor depende da constante de tempo (RC) de integração do sinal, onde R é o resistor e C o capacitor que são utilizados no circuito. Além disso, existe uma chave analógica de controle digital do tipo CMOS, cuja função é descarregar o capacitor do circuito integrador a cada nova leitura, evitando perda de dados por causa de resíduos da

leitura anterior interferindo em uma nova.

4.1.2 Simulações e resultados dos circuitos eletrônicos

Os circuitos descritos na seção anterior foram analisados em um ambiente computacional. Este ambiente possibilitou a simulação das características dos componentes eletrônicos de forma semelhante às condições reais.

Os ambientes de desenvolvimento de circuitos eletrônicos escolhidos para realizar as simulações foram os softwares Proteus 8 Demonstration e PSpice OrCaD 9.2 versão estudante. O Proteus 8 Demonstration na sua versão livre não permite salvar os arquivos criados, no entanto, oferece recursos básicos para realizar as simulações. Dispõe dos ambientes gráficos ISIS e ARES, sendo o ISIS utilizado para fazer esquemáticos e simulações, e o ARES para desenhar placas de circuito impresso. Como estes recursos são limitados na versão livre do Proteus 8 Demonstration, os esquemas e placas de circuito impresso foram desenvolvidos com os *softwares* FidoCadJ e TinyCAD, ambos são programas que têm licença livre (*open source*).

Os resultados das simulações dos circuitos eletrônicos realizadas no Proteus 8 Demonstration são apresentados a seguir, mostrando o funcionamento dos amplificadores operacionais isolados, e depois trabalhando em conjunto nas configurações dos amplificadores integrador inversor e não-inversor.

a) Simulações do conversor I-V: Para este estudo, o amplificador operacional foi montado na configuração de conversor corrente-tensão (I-V) e depois avaliado no ambiente virtual de simulação, conforme ilustra a Figura 4.5.

O ambiente de simulação ISIS do Proteus 8 Demonstration não oferece um modelo de diodo (*Spice Circuit*) com as características reais para simulação. Por isso, foi utilizado uma fonte de corrente identificada por I_1 que atende em parte o comportamento de um fotodiodo. O modelo de diodo deve possuir uma fonte de corrente em paralelo com um diodo ideal, sendo o diodo representado por uma junção PN que possui um valor de capacitância. Além disso, possui uma resistência interna em paralelo e um resistor em série que representa a resistência de contato do dispositivo.

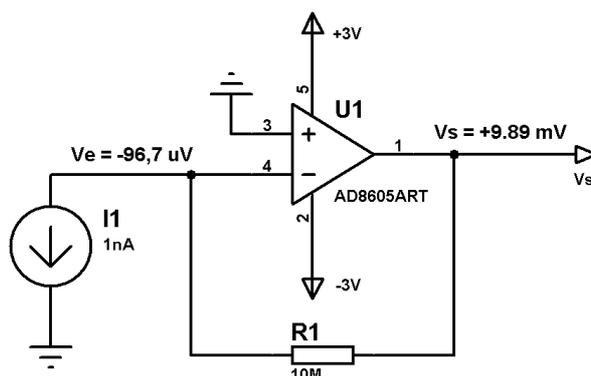


Figura 4.5: Simulação do amplificador conversor I-V.

Na avaliação do circuito conversor I-V, dimensionou-se uma corrente de 1 nA e um resistor de 10 M Ω para a realimentação negativa (*feedback*) do amplificador. Para definir a tensão de saída do amplificador deve-se multiplicar a corrente do diodo (fonte de corrente) pelo resistor de feedback, com isso espera-se um valor em torno de +10 mV. A tensão encontrada na saída do amplificador foi de +9,89 mV, e esta varia linearmente com o aumento de corrente. Portanto, o circuito da Figura 4.5 funcionou de acordo com os cálculos realizados.

b) Simulações do amplificador inversor: Neste caso, o amplificador operacional foi analisado na configuração de amplificador inversor no ambiente virtual de simulação, conforme ilustra a Figura 4.6.

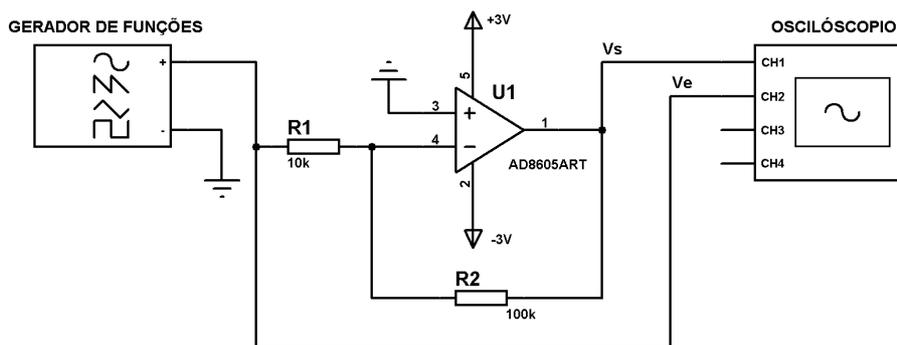


Figura 4.6: Simulação do amplificador inversor.

O amplificador inversor foi avaliado a partir de simulações com instrumentos de medição virtuais como, por exemplo, gerador de funções e osciloscópio. O gerador de funções forneceu uma onda senoidal com amplitude de 4 mVpp e frequência de 1 kHz. Para calcular a tensão de saída do amplificador deve-se dividir o resistor de feedback $100\text{ k}\Omega$ pelo resistor da entrada inversora $10\text{ k}\Omega$ e depois multiplicar pela tensão de entrada. Encontrou-se na saída do amplificador inversor um sinal amplificado em 10 vezes, que corresponde ao valor de entrada multiplicada por um ganho de 10. Portanto, a tensão de saída ficou em torno de 40 mVpp com fase invertida, mostrando que o circuito amplificador encontra-se funcionando de acordo com as expectativas.

c) Simulações do integrador inversor: Para este caso, o amplificador operacional foi montado na configuração de integrador inversor e avaliado no ambiente virtual de simulação, conforme ilustra a Figura 4.7.

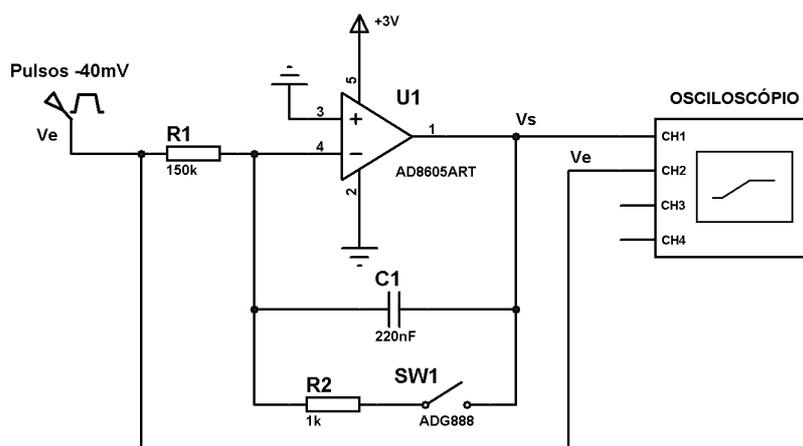


Figura 4.7: Simulação do amplificador integrador inversor.

O amplificador integrador inversor foi avaliado no ambiente de simulação com instrumentos de medição virtuais como, por exemplo, gerador de pulsos e osciloscópio. O gerador de pulsos forneceu um sinal de onda quadrada com largura de 50 %, sendo este pulso em nível LOW (0 V) e nível HIGH (-40 mV), frequência de 10 Hz, tempos de subida e descida de $1\ \mu\text{s}$. Observou-se nessa simulação que o tempo até a saturação do amplificador integrador foi de 5,5 s com o RC dimensionado em 33 ms. Portanto, o comportamento do circuito integrador está adequado de acordo com os cálculos realizados.

A Figura 4.8 mostra o sinal do gerador de funções na entrada do amplificador (V_{CH2}), e o tempo de integração desse sinal até a saturação em $+3\text{ V}$ (V_{CH1}), que corresponde ao valor máximo da fonte de alimentação.

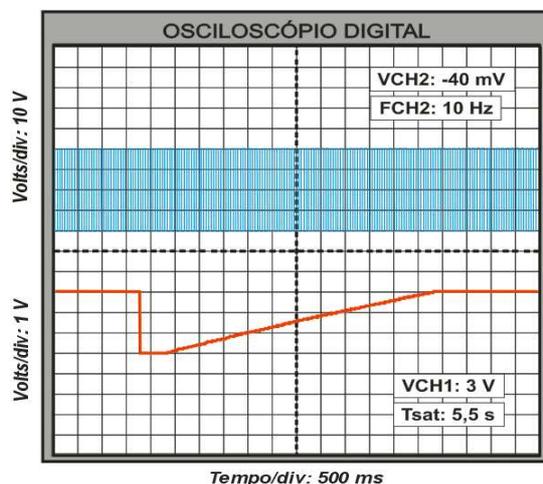


Figura 4.8: Tempo de integração do sinal no amplificador integrador inversor.

d) **Simulação do eletrômetro com integrador não-inversor:** Nesta simulação, realizou-se uma montagem do eletrômetro na configuração de integrador não-inversor para avaliar seu comportamento funcional, conforme ilustra a Figura 4.9.

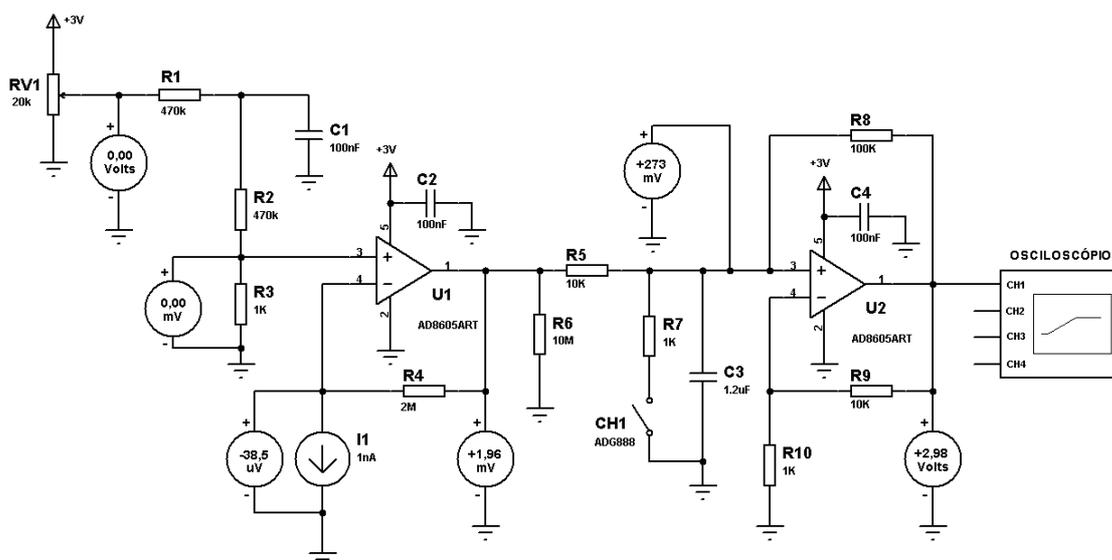


Figura 4.9: Simulação do eletrômetro com integrador não-inversor.

O circuito integrador não-inversor foi uma alternativa avaliada neste projeto, devido algumas características que contribuem no desenvolvimento adequado do eletrômetro. As características mais relevantes são: tensão do tipo assimétrica, ou seja, permite alimentação com apenas uma polaridade, e a capacidade de amplificar e integrar os pulsos dos sinais de entrada em apenas um bloco. Com isso, diminuindo a quantidade de componentes e reduzindo as dimensões da placa de circuito impresso.

Os resultados comportamentais observados no integrador não-inversor, demonstram que o mesmo funciona adequadamente para níveis de sinais acima de 1 mV. No entanto, para que o circuito seja utilizado neste projeto deve ser capaz de integrar sinais de tensão em microvolts. Sendo assim, este foi submetido à tensões dessa ordem de grandeza e apresentou resposta não linear durante a integração do sinal. A resposta não linear do circuito deve-se a um conflito existente no nó de entrada do integrador independente do dimensionado utilizado nas relações de casamento dos resistores. Por este motivo, essa configuração não será mais analisada para o desenvolvimento do eletrômetro.

e) Simulação do eletrômetro com integrador inversor: Para esta simulação, realizou-se uma montagem do eletrômetro na configuração de integrador inversor para avaliar seu comportamento funcional, conforme ilustra a Figura 4.10.

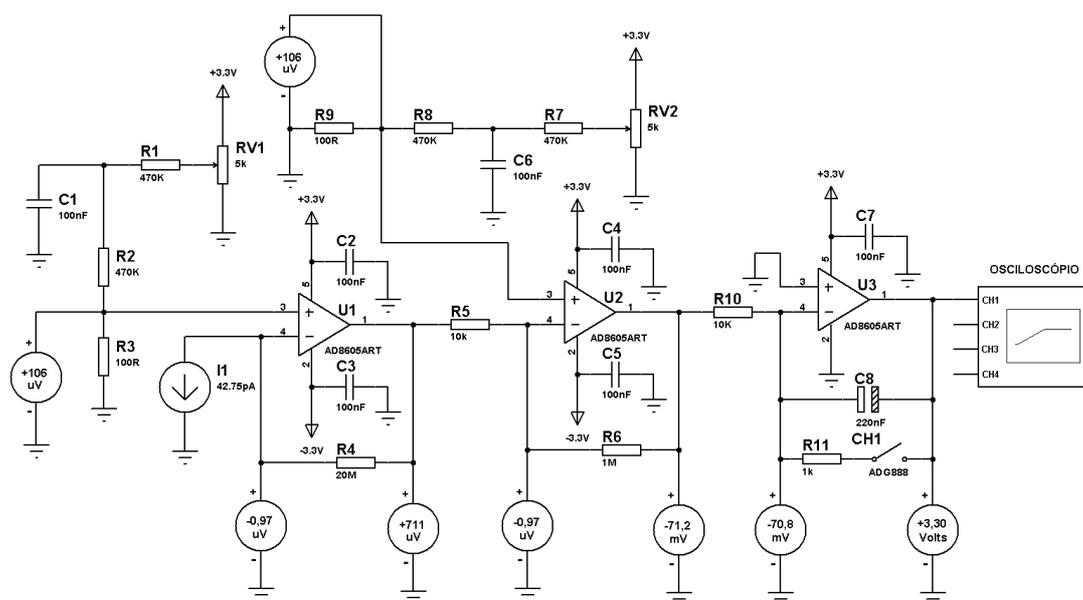


Figura 4.10: Simulação do eletrômetro com integrador inversor.

A configuração eletrônica do amplificador inversor separado do amplificador integrador, permite maior flexibilidade no ajuste do ganho de tensão quando comparado com a configuração vista anteriormente. Portanto, é possível aumentar a sensibilidade do circuito amplificador para medir correntes da ordem de picoampere sem perder a linearidade do sinal.

Os resultados comportamentais observados através de simulações no integrador inversor, demonstram que o mesmo funciona adequadamente para níveis de sinais da ordem de microvolts sem perder a linearidade de sua resposta. Sendo assim, esta configuração foi escolhida para o desenvolvimento do eletrômetro deste projeto.

Para analisar melhor o funcionamento desse circuito foi desenvolvida sua função de transferência a fim de obter uma equação. Esta equação foi utilizada para simular o comportamento do circuito quando submetido as reais correntes geradas pelo fotodiodo BPW34 quando exposto à radiação ionizante. A elaboração da função de transferência do circuito eletrônico com integrador inversor pode ser vista a seguir.

a) Primeiro estágio: A tensão de saída do conversor I-V é calculada por $V_{S1} = R_f \cdot I_d$, onde R_f é o resistor de feedback e I_d é a corrente do diodo. Então, a tensão $V_{S1} = 20 \cdot 10^6 \cdot I_d$ e o ganho $G_1 = 20 \cdot 10^6$;

b) Segundo estágio: O amplificador inversor tem tensão de saída $-V_{S2} = V_{S1} \cdot G_2$, como o ganho $G_2 = 1 \cdot 10^2$, logo a saída é definida por $-V_{S2} = 20 \cdot 10^6 \cdot 10^2 \cdot I_d$. Assim, o ganho total pode ser obtido por $G_T = G_1 \cdot G_2 = 20 \cdot 10^8$;

c) Terceiro estágio: O amplificador integrador tem tensão de saída $V_{S3} = \frac{1}{RC} \cdot V_{S2} \cdot t$. Portanto, a função de transferência encontrada para o circuito eletrônico é dada pelas seguintes equações:

$$V_{S3} = \left(\frac{G_T \cdot I_d}{RC} \right) \cdot t \quad (4.1)$$

$$\Delta t = \left(\frac{RC}{G_T \cdot I_d} \right) \cdot V_{S3} \quad (4.2)$$

$$I_d = \left(\frac{RC \cdot V_{S3}}{G_T \cdot t} \right) \quad (4.3)$$

Em seguida, desenvolveu-se um algoritmo no *software* Matlab com a função de transferência inserida para simular as condições reais de funcionamento do circuito. A Figura 4.11 apresenta a comparação entre os tempos de integração do sinal baseados nas correntes produzidas no fotodiodo BPW34. A menor corrente gerada no diodo foi de 4,71 pA e a maior 42,75 pA, ambas referentes as qualidades de radioproteção N120 e N60 respectivamente.

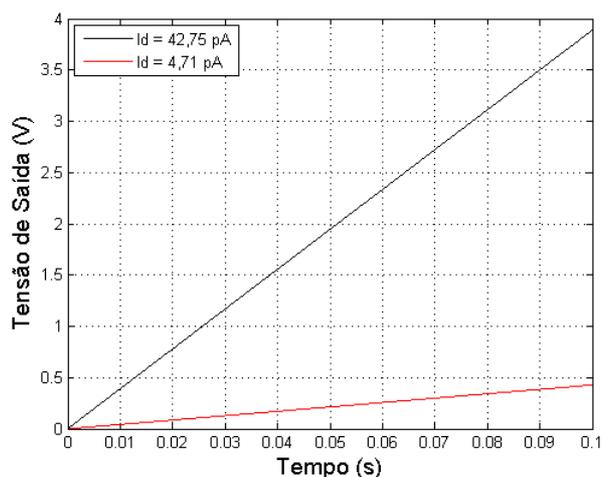


Figura 4.11: Comparação dos tempos baseados nas correntes do fotodiodo BPW34.

Foram realizadas as simulações também no *software* Proteus 8 Demonstration, onde foi aplicado inicialmente uma corrente de 4,71 pA. Observou-se que o tempo de integração até a saturação foi de 850 ms, conforme ilustra a Figura 4.12.

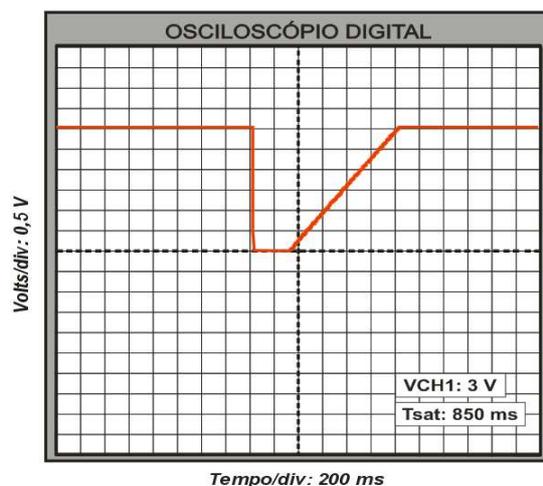


Figura 4.12: Tempo de integração para a corrente de 4,71 pA.

Por último, realizou-se a simulação com uma corrente de $42,75 \text{ pA}$ na entrada do eletrômetro. O tempo de integração encontrado até a saturação foi de 85 ms . Este tempo está 10 vezes menor do que no caso anterior, ou seja, o circuito está respondendo proporcionalmente com a corrente de entrada, conforme ilustra a Figura 4.13.

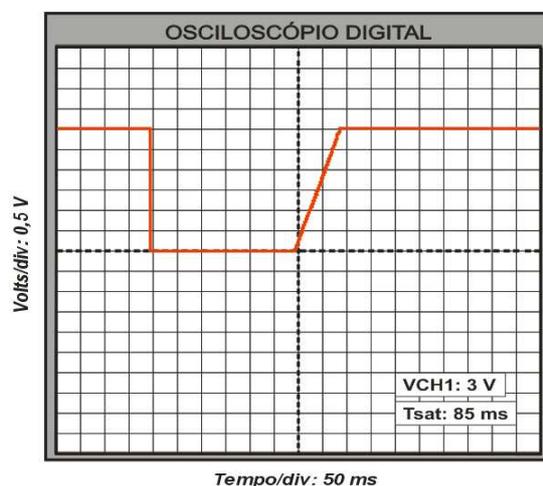


Figura 4.13: Tempo de integração para a corrente de $42,75 \text{ pA}$.

Portanto, as simulações realizadas tanto no *software* Matlab como no Proteus 8 Demonstration versão estudante apresentaram resultados compatíveis. Estes resultados demonstram adequado funcionamento dos circuitos do eletrômetro para todos os casos analisados.

4.1.3 Testes de bancada e resultados dos circuitos eletrônicos

Para analisar o funcionamento do eletrômetro integrador realizaram-se alguns experimentos em uma matriz de contato (*proto-board*). Em seguida, foram efetuados os ajustes e modificações necessárias nos circuitos eletrônicos para desenvolver o *layout* da placa de circuito impresso ou (do inglês *Printed Circuit Board - PCB*). As montagens realizadas foram acondicionadas em caixas plásticas padronizadas.

O PCB do eletrômetro foi desenvolvido utilizando os ambientes gráficos dos *softwares* FidoCadJ e TinyCAD. A Figura 4.14 apresenta a placa de circuito impresso montada com os seus respectivos componentes e também colocada dentro de uma caixa plástica para isolar o fotodiodo da luz ambiente.

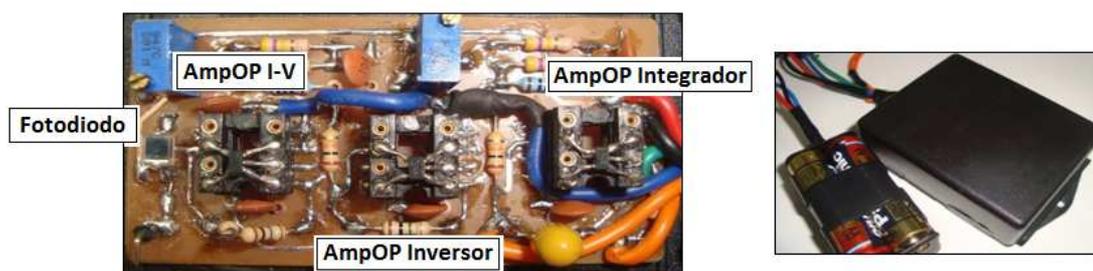


Figura 4.14: Circuito do eletrômetro montado dentro de uma caixa.

Foram investigadas a frequência de corte (f_c), velocidade de comutação (*slew rate*), tempo de integração dos pulsos e as tensões DC *offset* dos amplificadores. Nestes procedimentos os amplificadores operacionais foram analisados separadamente. Os resultados encontrados na caracterização dos circuitos eletrônicos são apresentados a seguir.

a) **Frequência de operação:** Neste estudo, ajustou-se a fonte de alimentação externa em ± 3 V e o gerador de funções em 400 mV para aplicar no eletrômetro. Colocou-se o canal 1 (CH₁) do osciloscópio na saída do eletrômetro e o canal 2 (CH₂) no gerador de funções. Em seguida, a frequência do sinal na entrada do eletrômetro foi elevada até que o sinal de saída chegasse aproximadamente a metade da amplitude (3 dBs). Este comportamento chama-se frequência de corte (f_c). Observa-se na Figura 4.15 que o sinal de saída CH₁ está em 240 mV quase a metade do valor de entrada CH₂. A escala TIME/DIV do osciloscópio está em 500 ns, portanto a frequência de corte dos amplificadores operacionais foi de 1,3 MHz.

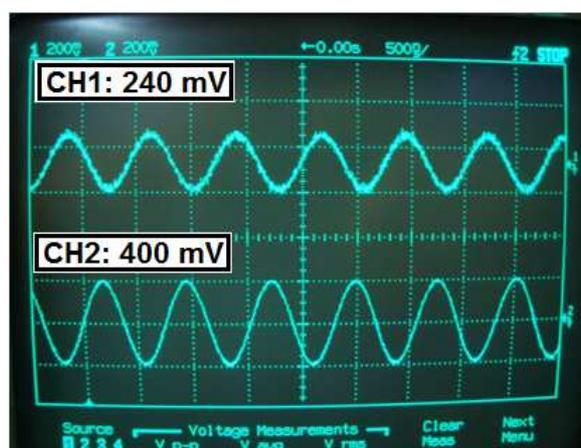


Figura 4.15: Oscilograma da frequência de corte dos amplificadores.

b) **Velocidade de comutação:** Neste estudo, ajustou-se a fonte de alimentação externa em ± 3 V e o gerador de funções em 100 mV com frequência de 280 kHz. Colocou-se o canal 1 (CH₁) do osciloscópio na saída do eletrômetro e o canal 2 (CH₂) no gerador de funções. Logo depois, foi analisada a velocidade de comutação (*slew rate*) dos amplificadores através de uma onda quadrada com ciclo ativo negativo de 86 %. Observou-se que os amplificadores demoraram cerca de 300 ns para mudar o estado de nível alto para baixo, e 1 μ s de nível baixo para alto. Quando a frequência foi reduzida para 17 kHz com ciclo ativo em 99 % a velocidade de comutação manteve-se a mesma. A Figura 4.16a mostra o oscilograma da velocidade da comutação do sinal de nível alto para baixo em torno de 300 ns, e a Figura 4.16b mostra a condição inversa em torno de 1 μ s.



(a)

(b)

Figura 4.16: Oscilograma da velocidade de comutação dos amplificadores.

c) **Tempo de integração:** Neste estudo, ajustou-se a fonte de alimentação externa em ± 3 V e o gerador de funções em 20 mV com frequência 1 Hz. Colocou-se o canal 1 (CH₁) do osciloscópio na saída do eletrômetro e o canal 2 (CH₂) no gerador de funções. Na sequência, foi analisado o tempo de integração dos pulsos no amplificador integrador através de uma onda quadrada com o ciclo ativo de 95 % e o *offset* do gerador em -9,7 mV. Com isso, observou-se um oscilograma do tipo degrau ascendente que representa a integração dos pulsos, conforme ilustra a Figura 4.17.



Figura 4.17: Oscilograma da integração de pulsos dos amplificadores.

d) **Tensão de *offset*:** Neste estudo, avaliaram-se os níveis de tensão de *offset* nos amplificadores. Esta tensão é uma componente DC do sinal que surge dos amplificadores operacionais e acaba comprometendo o limite de detecção do sistema eletrônico (SEABRA, 1996).

A Figura 4.18 apresenta as tensões encontradas nos amplificadores operacionais. Existe uma tensão DC em torno de 5,37 mV no nó de entrada do conversor I-V, isto ocorre devido ao valor do resistor de realimentação negativa ser muito alto em torno de 20 M Ω . No entanto, é necessário que este resistor seja de valor elevado para garantir adequado nível de sensibilidade e medir correntes da ordem de picoampere. Portanto, deseja-se que a tensão de *offset* e o ruído eletrônico no circuito sejam o menor possível.

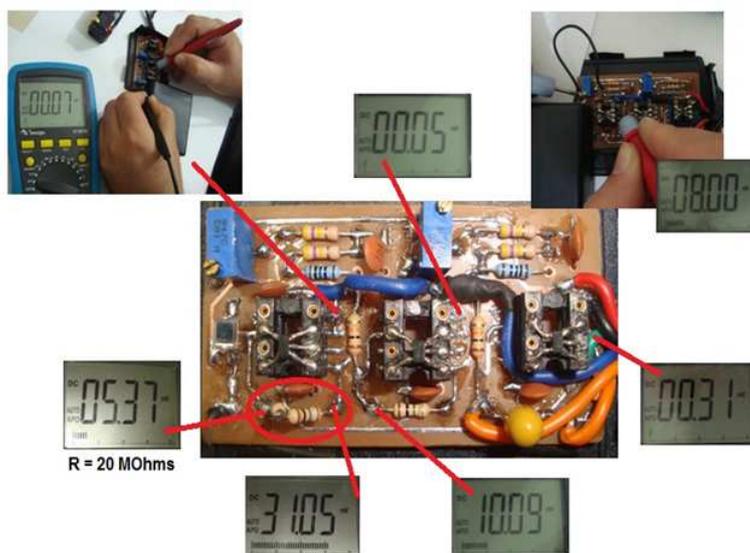


Figura 4.18: Tensões encontradas nos circuitos do eletrômetro.

Para compensar a tensão de *offset* foi colocado na entrada não-inversora dos amplificadores U_1 e U_2 um circuito dimensionado com trimpots e resistores. O trimpot R_{V1} e os componentes associados permitem a compensação da corrente de fuga do fotodiodo. Esta corrente é devida aos portadores de carga gerados pela agitação térmica no cristal semiconductor. Além disso, os resistores que interligam as entradas e saídas foram dispostos o mais próximo possível dos amplificadores, para minimizar a captação de ruídos e elevar a frequência do pólo de realimentação através da redução da capacitância parasita entre o nó de entrada e o terra.

Depois de todos os ajustes, posicionou-se o circuito do eletrômetro junto ao equipamento de raios X Pantak para avaliar seu funcionamento como dosímetro. Neste ensaio, o eletrômetro foi colocado nas mesmas condições discutidas no Capítulo 3. Observou-se que o eletrômetro não forneceu o resultado esperado, devido principalmente a baixa relação sinal-ruído causada pela componente DC presente no nó de entrada do conversor I-V.

Devido à necessidade de minimizar a componente DC do sinal e aumentar a sensibilidade do eletrômetro. Foram investigados outros amplificadores operacionais que permitissem obter melhor condicionamento do sinal de entrada no conversor I-V. O amplificador escolhido para esta função foi o LMP7721 do Texas Instruments. Este amplificador foi selecionado devido a baixa tensão de *offset* em microvolts e corrente de polarização de entrada da ordem de femtoampere (fA), ou seja, corrente de 10^{-15} A. Pode ser observado a seguir a características elétricas desse amplificador, e na Figura 4.19 o seu encapsulamento.

- Tensão de *offset* $\pm 26 \mu\text{V}$ máxima;
- Corrente de polarização de $\pm 20 \text{ fA}$ em 25°C e $\pm 900 \text{ fA}$ em 85°C máxima;
- Nível de ruído $6,5 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$;
- Largura de banda 17 MHz ;
- Ganho em malha aberta 1000 V/mV ;
- Alimentação simétrica de $1,8 \text{ V}$ a $5,5 \text{ V}$;
- Corrente de saída $\pm 30 \text{ mA}$;
- Temperatura de operação -40°C a 125°C máxima.

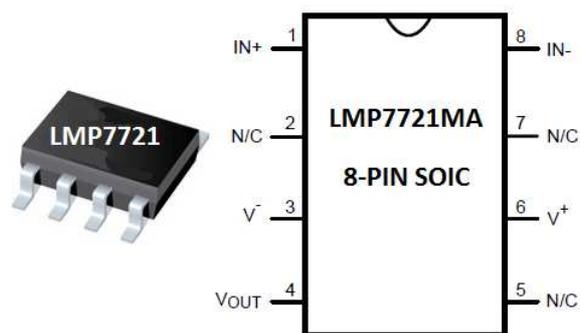


Figura 4.19: Amplificador operacional LMP7721.

Em seguida, desenvolveu-se outra placa de circuito impresso utilizando o amplificador LMP7721 na função de conversor I-V. Foram colocadas nesta placa anéis de guarda no nó de entrada do conversor I-V e no amplificador integrador. O anel de guarda é usado para proteger os nós de alta impedância em amplificadores operacionais contra a corrente de fuga superficial, melhorando assim a relação sinal-ruído do circuito eletrônico (BUENO, C.C., 1996).

A Figura 4.20 apresenta o medidor radiológico completo com o sensor de entrada acoplado ao circuito LMP7721 na função de conversor I-V. Além disso, foram colocados anéis de guarda nas entradas dos amplificadores do eletrômetro.

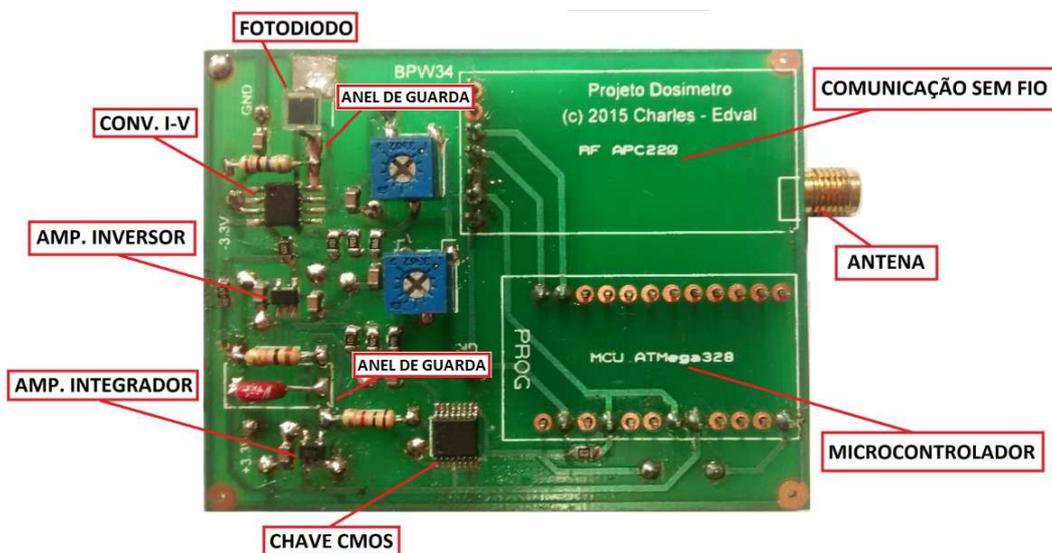


Figura 4.20: Circuito completo do medidor radiológico (face superior).

A Figura 4.21 apresenta a montagem do medidor radiológico com o microcontrolador AT-Mega328 e o módulo de comunicação sem fio APC220, que serão discutidos posteriormente.

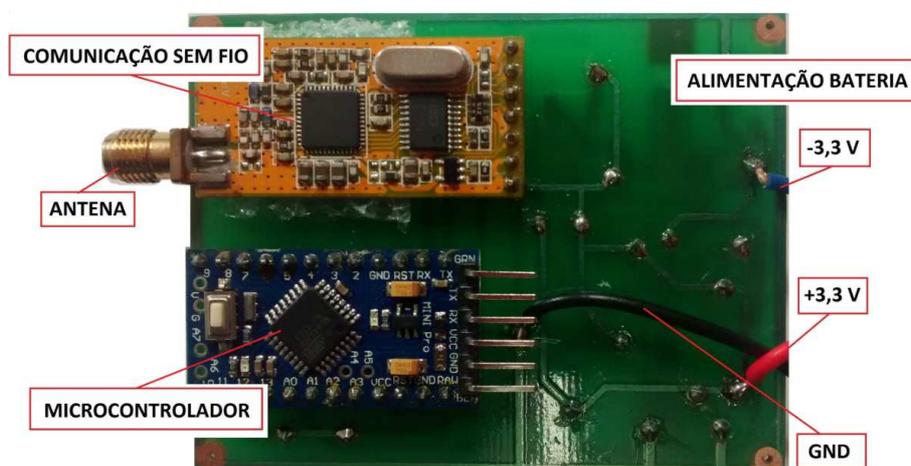


Figura 4.21: Circuito completo do medidor radiológico (face inferior).

A tensão DC na entrada do conversor corrente-tensão (I-V) do primeiro estágio do eletrômetro está agora com 0,00 mV. A tensão foi analisada com os circuitos acondicionados dentro de uma caixa plástica isolados da luz ambiente. Esta montagem possibilitou avaliar se o eletrômetro poderia medir correntes da ordem de picoampere. Em vista disso, a relação sinal-ruído encontrada apresenta valor apropriado de acordo as expectativas do projeto. No Apêndice B, podem ser vistos os procedimentos utilizados nos ajustes dos circuitos eletrônicos, e no Apêndice C são exibidos o *layout* e o esquemático do dosímetro.

Para desenvolver os requisitos de dependabilidade do dosímetro foi implementada redundância de hardware passiva. Neste caso, os elementos redundantes executam a mesma tarefa e o resultado é determinado por votação. Este recurso serve para mascarar falhas e é chamado de redundância modular tripla ou (do inglês *triple modular redundancy* - TMR) e NMR (redundância modular com n módulos).

A TMR é uma das técnicas mais conhecidas de tolerância a falhas. Esta técnica mascara as falhas de hardware triplicando o componente e votando entre as saídas para determinar o resultado. A votação pode ser por maioria (2 em 1) ou votação por seleção do valor médio. O dispositivo eleitor ou voto de maioria realiza uma função simples, cuja correção é fácil de verificar. É interessante observar que o eleitor não tem a função de determinar qual o módulo

de hardware discorda da maioria. Se essa função for necessária no sistema, ela deve ser realizada por um detector de falhas (LAPRIE, 1998).

Apesar de simples, o eleitor, por estar em série com os módulos de hardware e ter a responsabilidade de fornecer o resultado é o ponto crítico de falhas no esquema TMR. Se o eleitor apresentar baixa confiabilidade todo o esquema será frágil tornando-se vulnerável a erros. As soluções para contornar a fragilidade do eleitor são:

- Construir o eleitor com componentes de alta confiabilidade;
- Triplicar o eleitor;
- Realizar a votação por *software*.

A Figura 4.22 apresenta o esquema de um circuito com o hardware triplicado, sendo o resultado da saída avaliado por voto de maioria.

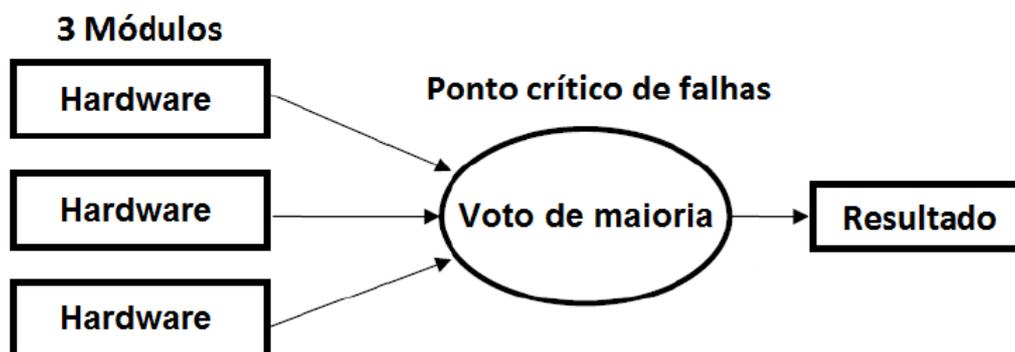


Figura 4.22: Esquema de um circuito com redundância de hardware.

A Figura 4.23a mostra o medidor radiológico com redundância de eletrômetros (3 canais), e na Figura 4.23b a organização dos componentes eletrônicos na placa de circuito impresso. Além disso, são exibidas as dimensões da placa do medidor, faltando apenas o microcontrolador e o módulo de comunicação sem fio.

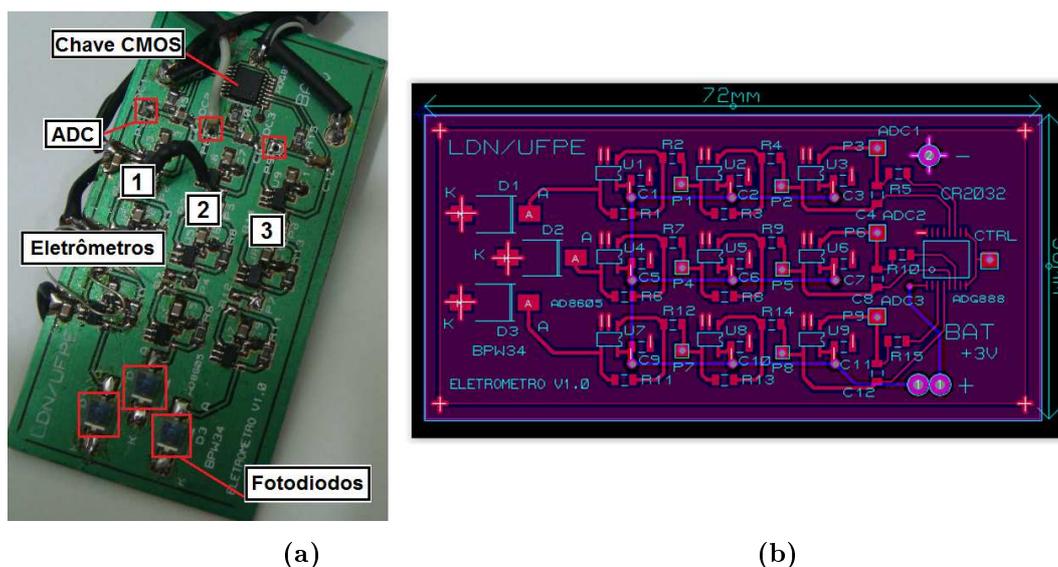


Figura 4.23: Dosímetro com redundância de eletrômetros.

As saídas dos eletrômetros foram colocadas nas entradas dos conversores analógico-digital de um microcontrolador (MCU). O microcontrolador será utilizado como votador para avaliar o resultado e transmitir as informações para o sistema computacional.

O dosímetro foi projetado para garantir resposta correta mesmo na presença de falhas. A falha não se manifesta como erro, a não ser que a falha cause funcionamento inadequado do dosímetro. Portanto, o sistema deve ser colocado em um estado seguro para evitar danos aos usuários garantido a segurança do serviço. Os resultados da caracterização do dosímetro desenvolvido neste projeto são discutidos no Capítulo 5.

4.1.4 Avaliações e resultados de baterias

Para determinar qual bateria utilizar na alimentação do dosímetro, composto por um eletrômetro integrador, sistema embarcado e um módulo de comunicação sem fio. Realizou-se um estudo com diversas baterias comerciais para avaliar qual era a melhor alternativa. Foram testadas as baterias: CR2025 e CR2032, Figura 4.24a; pilhas não recarregáveis de 1,5 V modelo Aa, Figura 4.24b e CR123A da Rontek, Figura 4.24c.

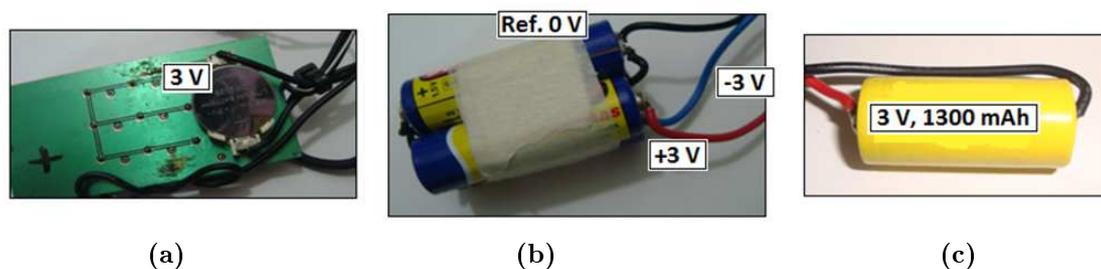


Figura 4.24: Baterias avaliadas para alimentar o dosímetro.

Para analisar o consumo do dosímetro foi verificado a corrente no eletrômetro trabalhando em conjunto com o sistema embarcado e o módulo de comunicação sem fio. Esta análise foi realizada em todas condições de funcionamento do sistema dosimétrico, discutidos no Capítulo 2. Colocou-se um amperímetro em série entre o dosímetro e as baterias que fornecem sua alimentação do tipo simétrica $\pm 3,0$ V.

Neste estudo, observou-se que a corrente máxima no positivo da bateria com o dosímetro TRANSMITINDO DADOS foi 36,24 mA, e no estado DORMINDO foi 6,89 mA. Estes valores de corrente foram obtidos após ajustar o módulo de comunicação sem fio para a menor potência de transmissão através do *software* RF-Magic, que vai ser visto posteriormente.

O consumo de corrente no dosímetro em cada estado de seu funcionamento é mostrado na Tabela 4.1. O código binário representa uma determinada função do dosímetro chamada de máquina de estados. A representação dos estados do dosímetro pode ser vista no algoritmo do controlador digital descrito no Apêndice D. Observando os valores de corrente foi encontrado o consumo médio do dosímetro em torno de 28,15 mA.

Tabela 4.1: Consumo do dosímetro em cada estado de funcionamento.

Estados do dosímetro	Código binário	Consumo (mA)
DESLIGADO	000	0,00
PRONTO	001	31,50
CONECTADO	010	31,52
ADQUIRINDO DADOS	011	31,25
TRANSMITINDO DADOS	100	36,24
DESCONECTADO	101	31,50
DORMINDO	110	6,89

Para analisar a capacidade de corrente máxima das baterias comparando com a corrente de consumo do dosímetro foi montado um arranjo experimental no *protoboard*, conforme o esquema da Figura 4.25.

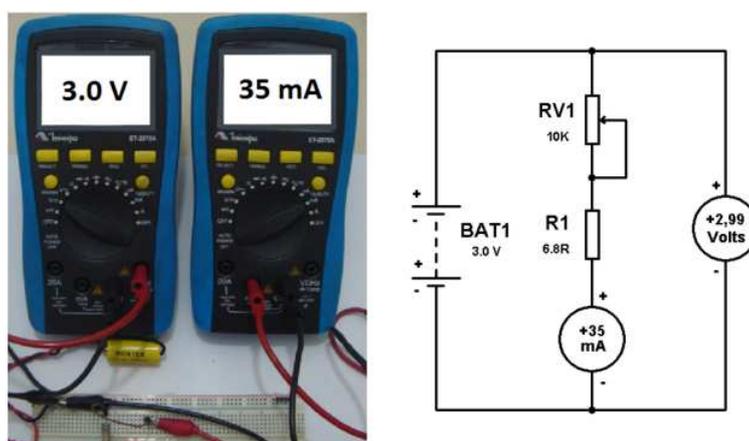


Figura 4.25: Avaliação da capacidade de corrente das baterias.

Em seguida, foi aplicada uma carga variável sobre as baterias para analisar seu comportamento semelhante ao consumo do dosímetro. Constatou-se que as baterias CR2025 e CR2032 não suportam nem 10 mA de carga e sua tensão reduz para 1,48 V. Sendo assim, estas baterias não atendem as expectativas, pois não suportaram a corrente de consumo solicitada pelo dosímetro.

A bateria CR123A de 1300 mAh da Rontek foi a que apresentou maior capacidade de corrente. No entanto, a tensão sofre uma pequena redução de 3,0 V para 2,99 V e não mantém este valor por muito tempo quando submetido a uma carga de 35 mA. O sistema embarcado e o módulo de comunicação sem fio necessitam de pelos menos 3,3 V para funcionarem adequadamente. Por isso, a bateria CR123A não é a melhor alternativa para alimentar os circuitos eletrônicos do dosímetro.

Pesquisou-se outro modelo de bateria com maior capacidade de corrente e tensão nominal acima de 3,3 V. A bateria de 9 V modelo Duracell foi avaliada em virtude de suas características atenderem tais especificações. Para este caso foi necessário projetar um circuito regulador de tensão para fornecer $\pm 3,3$ V, conforme a Figura 4.26.

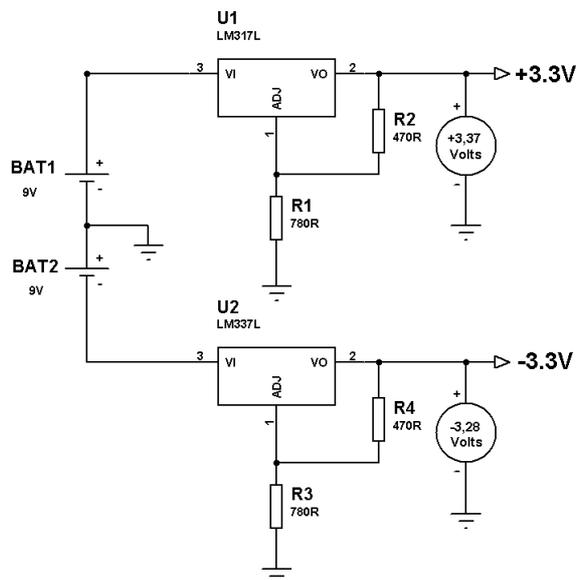


Figura 4.26: Circuito regulador de tensão com baterias de 9 V.

Para obter a tensão de $\pm 3,3$ V foram utilizados os reguladores de tensão LM317, LM337 e dimensionados os resistores de realimentação através da Equação 4.4:

$$V_{out} = V_{ref} \cdot \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \cdot (I_{adj} + R_2) \quad (4.4)$$

onde, V_{out} é a tensão de saída do regulador que depende dos resistores R_1 e R_2 , V_{ref} é tensão de referência 1,25 V e I_{adj} representa a corrente interna do regulador 100 μA .

Os resultados demonstram que o dosímetro teve comportamento funcional adequado quando alimentado pela bateria de 9 V da Duracell. Principalmente devido a estabilidade da tensão que manteve o potencial elétrico constante em $\pm 3,3$ V, suportando perfeitamente o consumo de corrente dos circuitos eletrônicos.

4.2 Desenvolvimento do Controlador Digital

O controlador digital é um sistema embarcado microprocessado completamente encapsulado ou dedicado em um equipamento ou sistema que ele controla. Diferentemente de computadores de propósito geral, como o computador pessoal, um sistema embarcado realiza apenas um conjunto de tarefas predefinidas. Além disso, com a utilização de técnicas de engenharia

pode-se aperfeiçoar o projeto reduzindo o tamanho de circuitos, recursos computacionais e custo do produto (BOGART, T.F., 2000).

O controlador digital projetado para o dosímetro deve realizar o pré-processamento dos dados obtidos do detector semiconductor e realizar a interface de comunicação entre o operador e um sistema computacional instalado no computador. As informações adquiridas são processadas e exibidas em tempo real para todos os usuários do sistema.

4.2.1 Sistema embarcado

Foram pesquisados alguns microcontroladores disponíveis no mercado que atendessem as especificações necessárias ao projeto. O circuito integrado ATmega328 da Atmel Corporation pertencente à família AVR da série megAVR foi escolhido para avaliação. Todos os modelos desta família compartilham uma arquitetura e conjunto de instruções básicas, particularmente os grupos tinyAVR (microcontroladores ATtiny), megAVR (os ATmega) e XMEGA (os ATxmega).

O circuito integrado ATmega328 da Atmel é um microcontrolador (MCU) de 8 bits, com arquitetura Harvard modificada e conjunto reduzido de instruções (RISC). O fabricante informa outras especificações elétricas que são importantes na escolha adequada do controlador digital. Essas especificações podem ser observadas a seguir.

- Arquitetura RISC de 8 bits;
- CPU de 8 bits AVR;
- Tensão de operação 3,3V ou 5,0V;
- Corrente das portas de I/O 40 mA;
- Memória de programa FLASH 32 kB;
- Memória SRAM 2 kB;
- Memória EEPROM 1 kB;
- Chip com 32 pinos;
- Entradas analógicas 8 pinos;
- Entradas e saídas digitais 14 pinos das quais 6 podem ser PWM;
- Frequência de clock 8 MHz (3,3 V) e 16 MHz (5,0 V);

- Comunicação via UART ou USART, SPI, e I²C (TWI).

A Figura 4.27 apresenta a descrição dos pinos do microcontrolador com o seu respectivo encapsulamento do tipo TQFP convertido em DIP de 24 pinos. Este encapsulamento foi escolhido nesta aplicação devido ao fácil manuseio e ocupar uma pequena área na placa de circuito impresso.

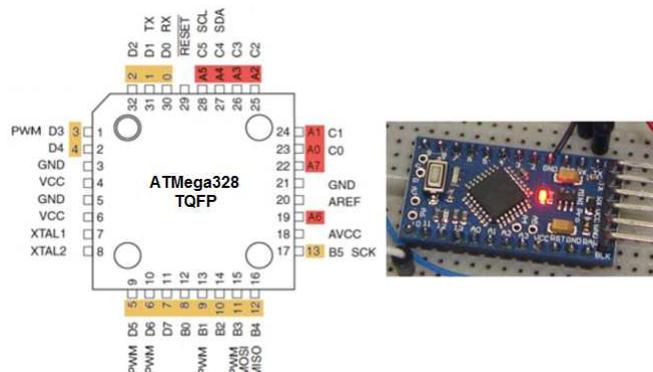


Figura 4.27: Encapsulamento tipo TQFP do MCU ATMega328.

Neste microcontrolador existem ligações separadas entre o processador (CPU) e as memórias FLASH e SRAM. Essa separação é uma característica específica da arquitetura Harvard que possui duas memórias diferentes e independentes em termos de barramento e ligação à CPU. Permite acesso direto à memória de dados separadamente da memória de programa.

Na família AVR as duas vias tem largura de 8 bits e a memória FLASH pode ser usada para armazenar dados constantes, daí ser uma arquitetura Harvard modificada. Entretanto, somente instruções armazenadas na FLASH podem ser executadas, não é possível executar instruções que estejam na memória SRAM. Como outros microcontroladores AVR, o AT-Mega328 possui ainda uma memória do tipo EEPROM, que esta ligada na via de conexão aos periféricos, e portanto não é acessada pelas instruções normais de acesso a memória.

Além da EEPROM existem três portas de I/O digital (PORTs B, C e D), três *timers* (TCx, dois de 8 bits e um de 16 bits), o conversor analógico-digital (AD) de 10 bits, o comparador analógico e as interfaces seriais SPI, TWI (compatível com I²C) e UART ou USART.

Por fim, a comunicação entre o microcontrolador e o ambiente de desenvolvimento pode ser realizada via conexão USB. Esta interface também pode ser realizada fora da placa, substituída por um conversor RS232 ou a programação do MCU pode ser executada conectando um programador externo. Para converter o nível dos sinais de RX e TX entre TTL e RS232 existe também o circuito conversor FT232 da *Future Technology Devices International* - FTDI.

Na Tabela 4.2, são identificados os pinos do microcontrolador ATmega328 com as suas respectivas descrições. Estas informações mostram a função dos pinos como, por exemplo, de alimentação, comunicação serial RX-TX, I/O digitais, entradas analógicas, conversor AD, interrupções externa e o pino de RESET.

Tabela 4.2: *Funções dos pinos do microcontrolador ATmega328.*

Pinos	Descrição
VCC	Alimentação de 3,3 V ou 5 V.
GND	0 V terra da fonte.
RX	Utilizado para receber dados seriais TTL.
TX	Usado para transmitir dados seriais TTL.
2 e 3	Pinos de I/O digitais. Estes pinos também podem ser configurados para disparar uma interrupção externa por um valor baixo, uma borda de subida ou queda, ou uma mudança de estado.
3, 5, 6, 9, 10, e 11	Pinos de I/O digitais. Eles também podem ser configurados para proporcionar saída de pulsos PWM de 8 bits.
10, 11, 12 e 13	Pinos de I/O digitais. Eles também podem ser configurados como pinos SPI; 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO) e 13 (SCK).
A0 a A3	Pinos de entrada analógica.
A4 a A5	Pinos de entrada analógica. Eles também podem ser usados para comunicação I ² C; A4 (SDA) e A5 (SCL).
A6 a A7	Pinos de entrada analógica.
RESET	Reinicia as funcionalidades do MCU quando está em nível baixo de tensão.

Após definir o microcontrolador desta aplicação, foi verificado qual o ambiente de desenvolvimento seria utilizado para construir o algoritmo da máquina de estados do controlador digital. Para programar o microcontrolador ATmega328 da família AVR avaliaram-se dois *softwares* AVR Studio 4 e o CodeBlocks. Foi escolhido o ambiente de programação CodeBlocks, visto que este ambiente integrado é de código aberto e multiplataforma e sua arquitetura é orientada a *plugins*. Estes recursos trazem inúmeros benefícios ao desenvolvedor devido principalmente aos *plugins* que fornecem atualizações com mais funcionalidades.

A programação do MCU foi realizada utilizando a linguagem C/C++ no ambiente de desenvolvimento CodeBlocks, onde executou-se a compilação e depuração do algoritmo. Esta ferramenta de DEBUG é útil para a detecção de erros no algoritmo (*firmware*) do sistema embarcado. Ao compilar o programa, o *software* cria um arquivo em hexadecimal, que é salvo na pasta padrão do projeto e este será utilizado para a gravação da memória FLASH do microcontrolador. O algoritmo desenvolvido para o sistema embarcado do dosímetro pode ser visto no Apêndice D.

A Figura 4.28 mostra os ambientes de desenvolvimento utilizados para elaboração e gravação do *firmware* dos microcontroladores ATmega328 aplicado no desenvolvimento do controlador digital do dosímetro.

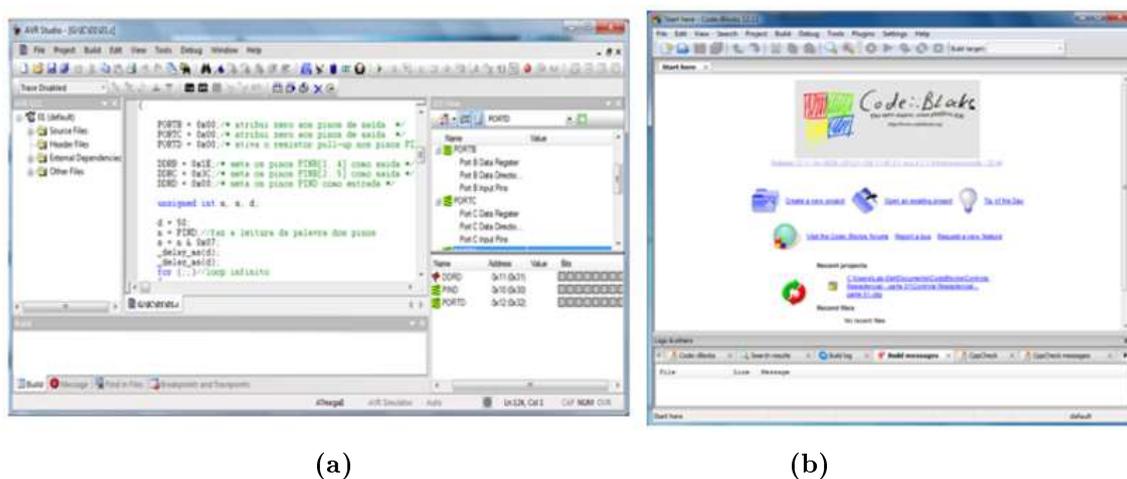


Figura 4.28: Ambientes de desenvolvimento AVR Studio 4 e CodeBlocks.

Para realizar o carregamento do arquivo hexadecimal na memória FLASH dos microcontroladores foi necessário um circuito de gravação. Este circuito consiste de uma placa FTDI baseada no chip FT232RL que funciona como um conversor USB para serial TTL.

A Figura 4.29 apresenta o conversor FT232RL utilizado na gravação dos microcontroladores ATmega328 da Atmel Corporation.

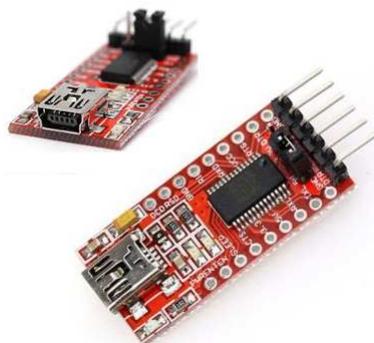


Figura 4.29: Conversor USB para RS232 com chip FT232RL.

4.2.2 Módulos de comunicação sem fio

Para estabelecer a comunicação do microcontrolador com o sistema computacional foram pesquisados alguns módulos de comunicação sem fio (*wireless*). Entre os módulos avaliados, estão o XBee da Digi International e o módulo APC220 da Appcon Technologies.

O estudo teve início com os módulos de rádio frequência - RF do tipo XBee. Estes módulos realizam a comunicação através de um protocolo próprio, padrão ZigBee IEEE 802.15.4. O protocolo ZigBee permite comunicações robustas e opera no padrão de frequência da (*Industrial, Scientific and Medical* - ISM), sendo aqui no Brasil 2,4 GHz (16 canais) e em outras partes do mundo, e não requerem licença de funcionamento. A seguir são apresentadas as características elétricas desses módulos obtidas no *datasheet* do fabricante.

- Tensão de alimentação de 2,8 a 3,4 V;
- Corrente de transmissão típico 45 mA;
- Corrente no modo *sleep* menor que 10 μ A;
- Potência de saída de 1 mW (0 dBm);
- Alcance em ambientes internos de 30 m;
- Alcance em ambientes externos de 100 m;
- Sensibilidade do receptor de -92 dBm;
- Frequência de operação ISM 2,4 GHz;

- Taxa de dados de RF 250000 bps;
- Taxa de dados da interface gráfica 115200 bps.

Para configurar o módulo XBee foram realizadas as conexões com um cabo USB (tipo A para mini B) e também utilizou o *software* X-CTU. Este *software* é um programa criado pelo próprio fabricante do XBee para enviar os comandos de configuração, fazer atualizações e outras opções. Em seguida, o módulo XBee foi conectado ao conversor XBee Explorer e colocado na porta USB do computador. Assim, por meio de programação com linhas de comando AT no *software* X-CTU foi possível realizar as suas configurações.

Os resultados após testes com os módulos XBee da Digi International, demonstraram que apesar de suas excelentes características, apresenta limitação na configuração de seus parâmetros. Principalmente com relação ao protocolo de comunicação ZigBee, visto que o desenvolvedor não tem acesso a este protocolo, não podendo acessar e nem alterar determinadas configurações. Em vista desses fatos, o módulo XBee foi descartado para ser utilizado neste projeto.

Em seguida, o módulo APC220 da Appcon Technologies foi avaliado. De acordo com o fabricante este módulo tem baixo consumo na transmissão de dados, possui um MCU dedicado e alta capacidade de transmissão de rádio frequência. É eficiente para correção de erros com tecnologia de codificação de intercalação e alta resistência à interferências.

Pode-se conectar o módulo APC220 em um microcontrolador através da interface TTL e ligar outro módulo no computador por meio do conversor TTL-USB. A seguir são apresentadas as características elétricas desse módulo obtidas no *datasheet* do fabricante.

- Tensão de alimentação de 3,3 ou 5,5 V;
- Corrente de consumo menor que 25 a 35 mA;
- Frequência de operação de 431 MHz a 478 MHz;
- Temperatura de trabalho de -20 °C ~ 70 °C;
- Alcance em ambiente externo de 1200 m (1200 bps);
- Interface de comunicação UART/TTL;
- Taxa de transmissão no ar de 1200 a 19200 bps;

- *Buffer* de recepção de dados de 256 bytes;
- Tamanho da placa de 37X17X6,6 mm;
- Peso do módulo 30 g.

Na Tabela 4.3, são apresentados os pinos do módulo de comunicação sem fio modelo APC220 da Appcon Technologies com as suas devidas descrições funcionais.

Tabela 4.3: Descrição dos pinos do módulo de comunicação APC220.

Pinos	Nome do pino	Descrição
1	GND	0 V terra da fonte.
2	VCC	Alimentação de 3,3 V a 5,5 V.
3	EN	Ativar dispositivo tensão > 1,6 V, e desativar dispositivo tensão < 0,5 V.
4	RXD	UART RX.
5	TXD	UART TX.
6	AUX	Sinal UART para receber (nível baixo) e transmitir (nível alto).
7	SET	Configurar parâmetros (nível baixo).

Os parâmetros internos do MCU do módulo APC220 possuem valores padrão (*default*) que podem ser alterados dependendo da aplicação. Para alterar esses parâmetros deve-se executar o *software* RF-Magic cuja tela principal pode ser vista na Figura 4.30. Os parâmetros incluem a frequência de trabalho, a taxa de transmissão no ar, potência de RF entre outros.

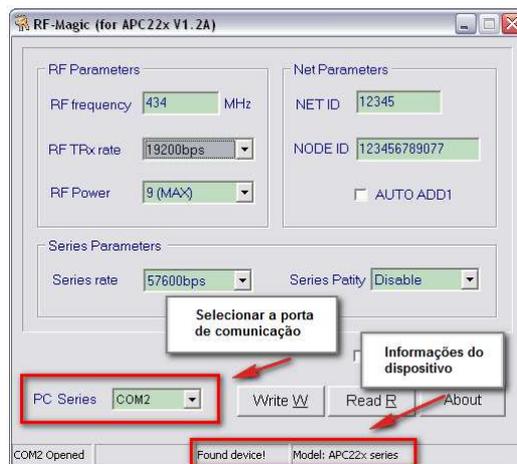


Figura 4.30: Programa de configuração do módulo APC220.

Na Tabela 4.4, são exibidos os parâmetros configuráveis do módulo APC220 através do *software* RF-Magic e os seus valores padrão.

Tabela 4.4: *Parâmetros de configuração do módulo APC220.*

Parâmetros internos	Opções de configuração	Valores padrão
Taxa de transmissão	1200, 2400, 4800, 9600, 19200, 38400, 57600.	9600 bps.
Paridade	Desativar, mesma paridade, paridade ímpar.	Desabilitado.
Frequência de operação	418 MHz a 455 MHz.	434 MHz.
Taxa de transmissão no ar	2400 bps, 4800 bps, 9600 bps, 19200 bps.	9600 bps.
Potência de transmissão	0-9 (9 a 20 mW).	9 (20 mW).

Este módulo de comunicação sem fio pode ser conectado à dispositivos externos para estabelecer uma rede de comunicação de dados. Pode ser visto a seguir algumas das configurações de conexão do módulo APC220.

a) Conexão com o computador: Para conectar o módulo APC220 no computador, utiliza-se o conversor TTL-RS232 ou TTL-USB. A Figura 4.31 apresenta o diagrama em blocos dessa conexão.

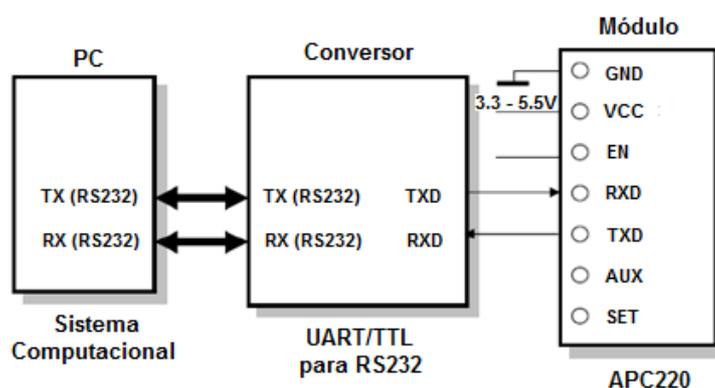


Figura 4.31: *Conexão do APC220 ao computador via conversor RS232/TTL.*

b) Conexão com o microcontrolador: Qualquer microcontrolador que tem porta RX-TX é capaz de estabelecer comunicação com APC220. A Figura 4.32 mostra o diagrama em blocos dessa conexão.

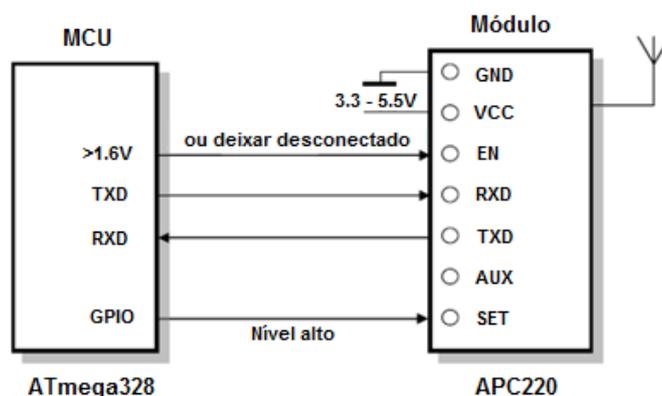


Figura 4.32: Conexão do APC220 ao microcontrolador.

c) **Conexão entre computador e microcontrolador:** Para conectar o computador ao microcontrolador através do APC220 é necessário um conversor RS232-TTL ou TTL-USB. A Figura 4.33 apresenta o diagrama em blocos dessa conexão que foi utilizada neste projeto.

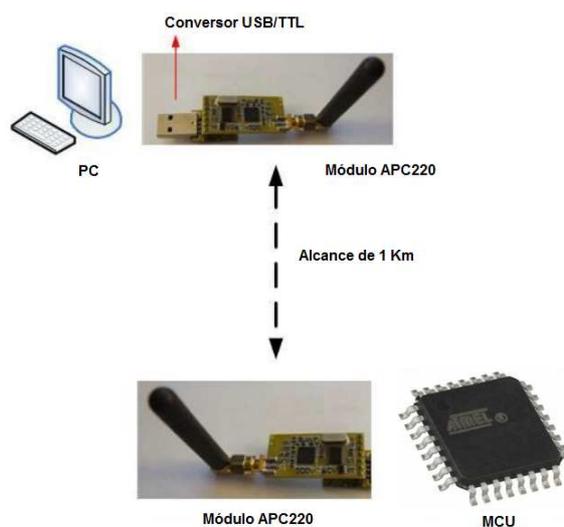


Figura 4.33: Conectando o computador ao microcontrolador via APC220.

Para avaliar o *enlace* de comunicação de dados do sistema foi elaborado um ensaio experimental. Neste ensaio, realizou-se a comunicação entre os microcontroladores com o sistema computacional instalado no computador. A Figura 4.34 apresenta os microcontroladores ATmega328 e os módulos de comunicação sem fio APC220 montados em uma placa de *proto-board*.

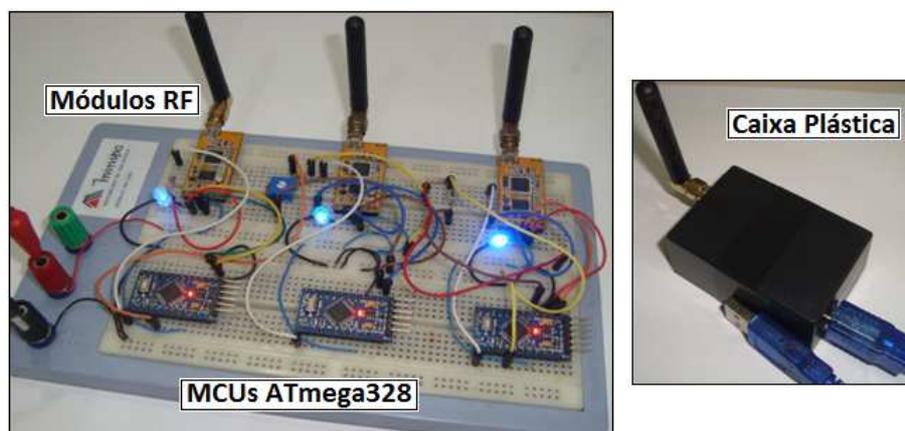


Figura 4.34: Testes dos controladores digitais com módulo APC220.

Os resultados demonstram que os microcontroladores trabalhando em conjunto com os módulos APC220 funcionaram adequadamente, portanto podem ser utilizados no controlador digital. A comunicação de dados do experimento ocorreu através de um protocolo desenvolvido especialmente para essa aplicação. Este protocolo de comunicação pode ser visto a seguir.

4.3 Desenvolvimento do Protocolo de Comunicação

Para realizar a comunicação de dados e interligar os dosímetros em rede, foi desenvolvido um protocolo de comunicação que especificasse o formato dos dados e as regras a serem seguidas. Permitindo trocas de informação entre o sistema computacional instalado no computador e os microcontroladores dos dosímetros de maneira confiável, proporcionando a transmissão de informações de modo fidedigno e transparente para todos os usuários do sistema.

No desenvolvimento do protocolo foi criado um *frame*¹, que será transmitido entre os pontos da rede como uma unidade completa, constando as informações de controle de endereçamento e dados. Este quadro refere-se à unidade utilizada para o transporte de informações na camada de *enlace* através de uma rede de dispositivos.

O *frame* é constituído por campos contendo informações como, por exemplo, início da palavra, o endereço do remetente e destinatário, por dados ou informações e o final da palavra. O frame será transmitido de forma serial, ou seja, bit a bit, com sua identificação indicada pelo campo de cabeçalho e as informações pelo campo de enquadramento de dados.

¹Frame é o termo utilizado em rede de computadores e serve para transportar informações digitais.

A Figura 4.35 apresenta o formato do *frame* desenvolvido para o protocolo de comunicação de dados do sistema de dosimétrico.

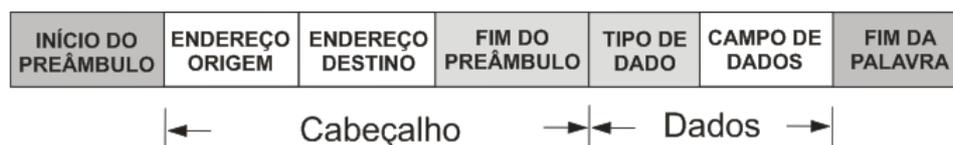


Figura 4.35: *Frame do protocolo de comunicação de dados.*

A topologia de rede do tipo estrela foi utilizada para definir as interligações dos dosímetros desenvolvidos neste projeto. Esta topologia é caracterizada por um elemento central que corresponde ao sistema computacional cuja função é gerenciar o fluxo de dados da rede diretamente conectado ponto-a-ponto com cada dosímetro.

Nas Tabelas 4.5 e 4.6 podem ser vistas as instruções utilizadas para monitorar e controlar os dosímetros. Estas instruções representam os comandos e informações que definem as palavras do protocolo de comunicação do sistema.

Tabela 4.5: *Comandos enviados ao microcontrolador ATMega328.*

Sistema computacional	Código	Descrição
CONECTAR	"# MX%C000&"	Conecta o dosímetro.
LER BATERIA	"# MX%C001&"	Faz leitura de tensão da bateria.
DORMIR	"# MX%C010&"	Coloca dosímetro em STAND-BY.
LER FOTODIODO	"# MX%C011&"	Faz leitura do sinal do fotodiodo.
LEITURA OK	"# MX%C100&"	Confirmação de recebimento de dados do dosímetro.
REENVIAR LEITURA	"# MX%C101&"	Solicita reenvio de dados da EEPROM.
DESCONECTAR	"# MX%C110&"	Desconecta o dosímetro do sistema computacional.
ACORDAR	"# MX%C111&"	Acordar o dosímetro, ou seja, sair da condição de STAND-BY.

Tabela 4.6: Informações recebidas do microcontrolador ATMega328.

Dosímetro	Código	Descrição
DISPONÍVEL	"# DX%I000&"	Informação do dosímetro disponível.
PRONTO	"# DX%I001&"	Informação do dosímetro conectado e pronto.
DORMINDO	"# DX%I010&"	Informação do dosímetro em STAND-BY.
ACORDADO	"# DX%I011&"	Informação do dosímetro ATIVO.
DESCONECTADO	"# DX%I100&"	Informação do dosímetro desconectado.

A Figura 4.36 apresenta o fluxograma do protocolo de comunicação de dados do dosímetro, que representa a sequência de execução das rotinas de comunicação do sistema dosimétrico.

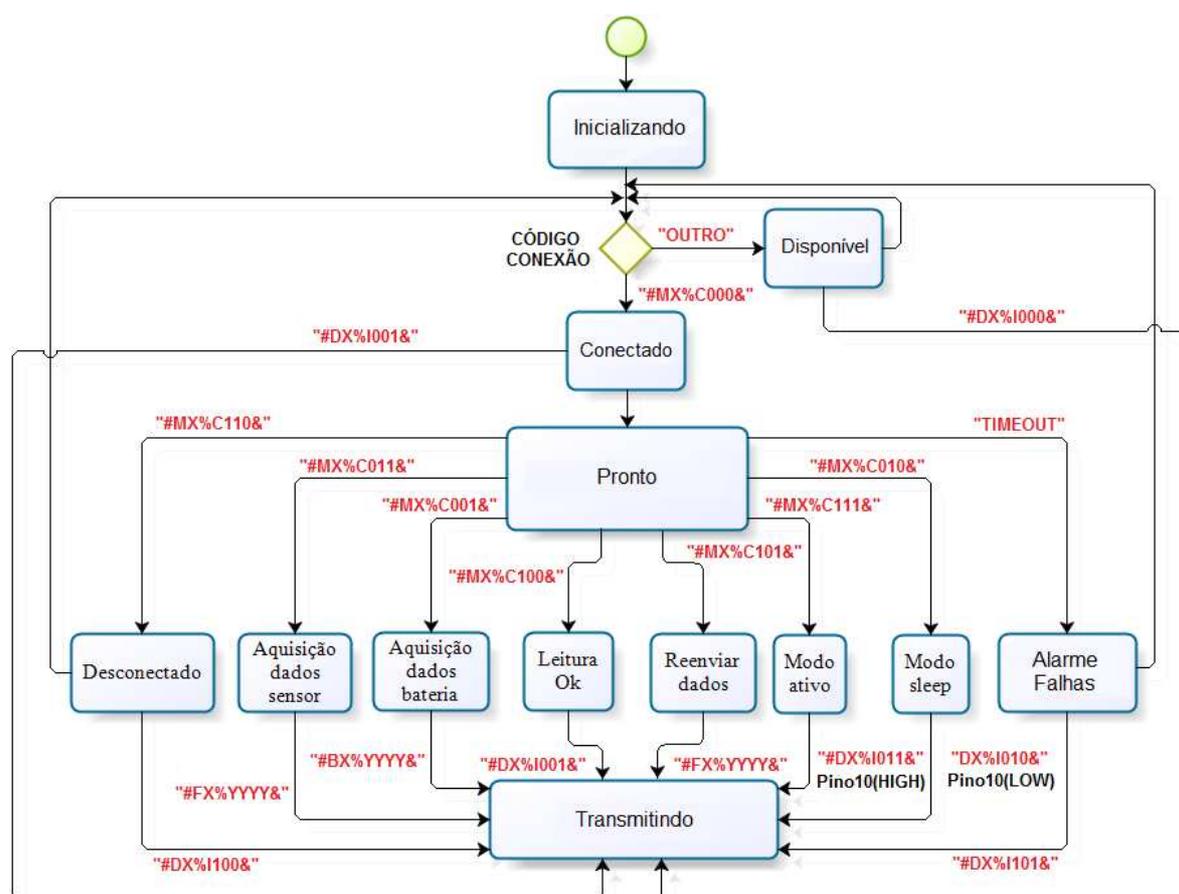


Figura 4.36: Fluxograma do protocolo de comunicação de dados.

As descrições do protocolo de comunicação de dados em função das requisições do sistema computacional podem ser vistas a seguir.

- a) **Inicializando:** Este estado ocorre quando se inicia o *software* no computador, assim as rotinas de configuração e auto-testes são executadas para identificar falhas e carregar os parâmetros operacionais do sistema dosimétrico.
- b) **Disponível:** O estado disponível acontece quando o controlador digital do medidor radiológico não está conectado ao sistema computacional. Ficando nesta condição em *loop* infinito até que receba o código “# MX%C000&”, caso contrário o controlador digital ficará enviando ao sistema computacional a cada segundo uma mensagem de disponível através da *string* “# DX%I000&”.
- c) **Conectado:** O estado conectado ocorre logo após recebimento do código de conexão que foi enviado pelo computador. Em seguida, o controlador digital do medidor confirma se a conexão foi realizada com sucesso através da *string* “# DX%I001&”.
- d) **Pronto:** Esta etapa representa a condição ativa do sistema computacional que se comunica com os medidores radiológicos. Neste estado, as diretrizes de funcionamento do sistema são definidas por meio de palavras específicas do protocolo de comunicação.
- e) **Aquisição dados sensor:** Esta função é executada quando o controlador digital do medidor recebe o comando “# MX%C011&”, obtendo assim a leitura do sinal do fotodiodo que será enviada para o computador através da *string* “# FX%YYYY&”.
- f) **Aquisição dados bateria:** Esta função é executada quando o controlador digital recebe o comando “# MX%C001&”, obtendo assim a leitura da tensão de bateria que será enviada para o computador através da *string* “# BX%YYYY&”.
- g) **Leitura OK:** Esta etapa representa a confirmação do recebimento de dados adquiridos do medidor radiológico através da *string* “# MX%C100&”. Dessa forma, o controlador digital do medidor pode liberar o *buffer* de entrada para a próxima aquisição.
- h) **Reenviar dados:** Esta função é executada apenas quando o controlador digital recebe o comando “# MX%C101&”, significa que o medidor de radiação deve reenviar os dados de leitura ao sistema computacional.
- i) **Modo SLEEP:** Este modo de operação é denominado de *stand-by*, ocorre quando o controlador digital do medidor recebe o comando “# MX%C010&”. Desse modo, o medidor irá desativar a transmissão do módulo de comunicação de rádio frequência para economizar a tensão da bateria, aumentando sua durabilidade.

j) Modo ATIVO: Este modo de operação restaura todas as funcionalidades do controlador digital para o estado inicial através do comando “# MX%C111&”, que foi enviado pelo sistema computacional instalado no computador.

k) Alarme de falhas: Este estado ocorre quando existe uma falha no sistema como, por exemplo, quando o tempo de espera de confirmação da leitura chamado de *timeout* exceder o limite de tolerância. Com esta falha a conexão entre os dispositivos é finalizada, sendo indicada pela *string* “# DX%I101&”, automaticamente o medidor é reiniciado.

l) Desconectado: Este estado indica que o controlador digital do medidor está desconectado do sistema computacional, para tanto é necessário que o controlador receba o comando “# MX%C110&”. Em seguida, o medidor envia ao computador uma mensagem de dispositivo desconectado através da *string* “# DX%I100&”.

m) Transmitindo: Esta função representa o instante em que as informações ou comandos do sistema computacional são transmitidas através de um rede sem fio para os medidores de radiação.

4.4 Desenvolvimento do Sistema Computacional

O ambiente de desenvolvimento escolhido para criar as interfaces gráficas do usuário ou (abreviadamente, o acrônimo GUI, do inglês *Graphical User Interface*) foi o NetBeans IDE. Este programa fornece um ambiente de desenvolvimento integrado (IDE) gratuito e de código aberto para desenvolvedores de *software* nas linguagens Java, C, C++, PHP, Groovy, Ruby, entre outras. O IDE é executado em várias plataformas, isso significa que pode ser usado nos sistemas operacionais como Windows, Linux, Solaris e MacOS.

O sistema computacional foi desenvolvido utilizando a linguagem de programação Java com base no conceito de orientação a objetos, que possibilitou a abstração dos detalhes de implementação de determinadas bibliotecas. Além disso, utilizou-se um sistema de gerenciamento de banco de dados da Microsoft, o MS Access ou simplesmente Access. A linguagem usada para fazer a integração do Java com a base de dados foi o SQL (*Structured Query Language*, ou Linguagem de Consulta Estruturada). Da mesma forma, algumas API's (*Application Programming Interface*) foram utilizadas no desenvolvimento desta aplicação.

O sistema computacional foi desenvolvido para a monitoração ocupacional tendo como exemplo a radiologia intervencionista, onde os níveis de dose podem ser elevados se não houver um adequado monitoramento. Além disso, o sistema pode ser utilizado na dosimetria de paciente através de informações do equipamento de raios X. O sistema serve como interface entre o usuário e dosímetro, apresentando em tempo real os resultados de dose no monitor de vídeo. As informações são exibidas de forma intuitiva com gráficos e barras coloridas, e os resultados podem ser armazenadas no banco de dados para análises posteriores.

4.4.1 Desenvolvimento das interfaces gráficas

Para o desenvolvimento das interfaces gráficas foi necessário estudar algumas API's que pudessem atender as necessidades do projeto. As API's são como bibliotecas em Java que ajudam na implementação dos *softwares*. A seguir podem ser observadas as bibliotecas Java que foram utilizadas nesta aplicação.

a) API RXTX: Esta API serve para realizar comunicação tanto serial quanto paralela e ainda existe a possibilidade de comunicação via USB diretamente. A API RXTX é baseada em outra API chamada de Javacomm distribuída pela própria Sun, com a vantagem sobre esta de que ela é portátil para os sistemas operacionais Linux, Windows e Mac, enquanto que a Javacomm em sua atual versão só é portátil para Linux engessando de certa forma o processo de desenvolvimento para múltiplas plataformas.

b) API JfreeChart-1.0.14: Esta API é um *framework*² de código aberto para linguagem de programação Java, que permite a criação de uma variedade de gráficos que podem ser interativos e não-interativos. O JfreeChart suporta inúmeros gráficos como, por exemplo, gráficos de pizza, gantt, gráficos de barras (horizontal e vertical, empilhados e independentes) e gráfico de dispersão. Também dispõem de componentes como (termômetro, bússola, velocímetro, entre outros). Esta API desenha automaticamente as escalas dos eixos e legendas. Possui ainda um MENU que permite imprimir, configurar tipo de fonte, cor de fonte, alterar o zoom da imagem e outras opções de configuração. Este MENU aparece quando clica-se com o botão direito do mouse sobre a tela do gráfico.

c) API Apache Poi-3.9: Esta API foi criada para auxiliar a linguagem Java na manipulação de arquivos em vários formatos com base nas normas do OpenOffice XML (OOXML)

²Framework em desenvolvimento de software é uma abstração que une vários códigos comuns provendo uma funcionalidade genérica.

e no formato de documentos da Microsoft Office (OLE2). Em outras palavras, pode-se ler e gravar nos arquivos da MS Excel, Word e PowerPoint usando a plataforma Java.

d) API iText 5.4.3: Esta API é uma biblioteca de código aberto para criar e manipular arquivos no formato PDF utilizando Java. Os desenvolvedores podem usar o iText para dinamicamente gerar documentos PDF a partir de arquivos XML ou de banco de dados. Este ainda pode adicionar marcadores, números de página, marca d'água, código de barras, automatizar o preenchimento de formulários e adicionar assinaturas digitais para um arquivo PDF.

e) API Jlayer 1.0.1: Esta API é uma biblioteca de MP3 que permite decodificar e reproduzir MP3 nos formatos de áudio (MPEG 1/2/2,5 e camadas 1/2/3). Fornece uma abstração de um dispositivo capaz de soar amostras de áudio. Nesta aplicação foi utilizada para emitir sons de alerta aos usuários do sistema computacional.

f) TimerBean: É um componente em Java reconhecido como arquivo (.jar) associado ao SuSe Linux 6.4, desenvolvido pela SuSE Inc. para o sistema operacional Windows. A versão mais recente conhecida do TimerBean.jar é a 1.0.0.0, que foi produzida para Windows. Este componente refere-se a execução de processos computacionais paralelos (*threads*), também conhecida como programação concorrente. Portanto, o componente TimerBean foi utilizado para auxiliar no desenvolvimento dos métodos Java que são executados concorrentemente.

g) API JasperReports-3.5.0: Esta API é uma biblioteca de código aberto do Java utilizada para gerar relatórios de alta qualidade. Estes relatórios são desenvolvidos no ambiente visual iReport Designer. Significa que esta biblioteca é um mecanismo de relatório que pode ser integrado no aplicativo para gerar os relatórios projetados com iReport Designer, e assim exibi-los na tela ou exportá-los em um formato final como PDF, OpenOffice, Docx e outros.

As interfaces gráficas desenvolvidas para o sistema computacional chamado de DoseSegura V1.0 são apresentadas a seguir. No Apêndice E, podem ser vistas todas as janelas do *software* em detalhes. A Figura 4.37 apresenta a primeira tela cuja função é efetuar o *login*³ e definir o nível de acesso dos usuários.

³Login é um termo em inglês usado na informática serve para acessar o sistema por meio de identificação e autenticação dos usuários.

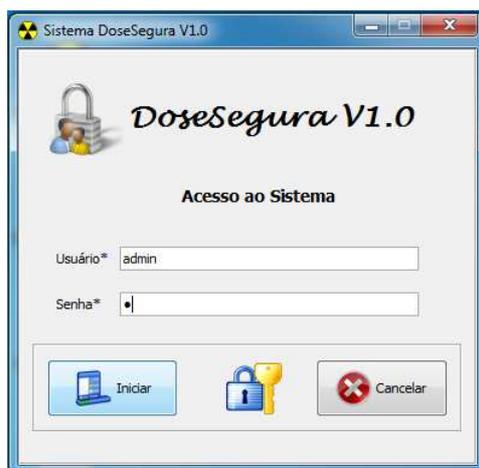


Figura 4.37: Tela de login.

A primeira janela do sistema computacional possui duas opções de *login*, o modo administrador e o modo usuário. No primeiro modo, o administrador do sistema digita o código “admin” no campo de USUÁRIO e coloca sua senha. O administrador terá acesso a todas as opções disponíveis no *software* como leitura de kerma no ar instantâneo e kerma no ar acumulado da equipe médica ou paciente. Além disso, têm opções de cadastro de usuário, histórico de dose, configurações de comunicação serial, calibração do sistema e por último a tela de ajuda com o tutorial.

No segundo modo, o usuário digita o código “user” no campo de USUÁRIO e coloca sua senha. Dessa forma, são exibidas apenas as janelas com as funcionalidades de leitura de kerma no ar instantâneo e kerma no ar acumulado da equipe médica ou paciente. Possui também da tela de ajuda com o tutorial do *software* em arquivo PDF.

A Figura 4.38 mostra a tela de aquisição de dados do sistema DoseSegura V1.0. Esta janela tem a função de exibir as informações do kerma no ar instantâneo e acumulado. O kerma no ar instantâneo pode ser visto através de barras coloridas, que representam o valor da exposição dos trabalhadores à radiação em tempo real. Possui também opções de iniciar ou parar a aquisição de dose e zerar as leituras acumuladas anteriormente. Estes profissionais possuem nome e símbolo de identificação colocados na lista de exibição na interface do sistema computacional.

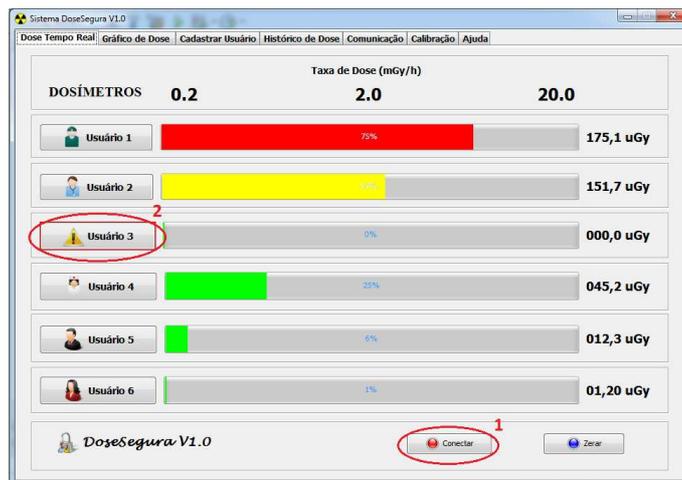


Figura 4.38: Tela de aquisição de dados e nível de exposição.

Observam-se círculos vermelhos identificados por números na janela de aquisição de dados da Figura 4.38. O círculo 1 mostra o botão de aquisição de dados, neste botão existe a chamada do método de aquisição, o qual possui um processo concorrente (*thread*) específico para esta tarefa. O círculo 2 indica perda de conexão que ocorre quando o dosímetro passa um determinado tempo sem dá resposta (*timeout*). O software coloca na interface da aplicação uma imagem de advertência para que o usuário possa verificar o que está acontecendo e corrigir o problema.

Quando um dosímetro estiver fora da faixa de exibição em tempo real, o seu botão permanecerá disponível na visualização *on-line* durante cinco minutos. Esse recurso permite que os profissionais deixem temporariamente a sala de cirurgia sem perder a sua posição na lista de exibição de dose.

A Figura 4.39 mostra os elementos visuais que compõem a barra de nível de exposição do usuário. A seguir são descritos os elementos da barra de exposição e a escala que representa a taxa de kerma no ar (zonas verde, amarela e vermelha).

1. Nome e símbolo do display cadastrado para o usuário;
2. Zona verde indica taxa de dose menor que $10 \mu\text{Gy/h}$, pode ser representado na barra com valores de 0 a 33 %;
3. Zona amarela indica $100 \mu\text{Gy/h}$ a 1mGy/h . Se o profissional estiver exposto à radiação na zona amarela com frequência deve-se tomar medidas para minimizar esta exposição, sendo representado na barra com valores de 34 a 66 %;

4. Zona vermelha indica 2 mGy/h a 20 mGy/h e não deve ocorrer muitas vezes durante os procedimentos. Se o profissional estiver exposto à radiação na zona vermelha com frequência, também é necessário tomar medidas para minimizar esta exposição, sendo representado na barra com valores de 67 a 100 %;
5. Indica o valor da variável dose acumulada que corresponde ao kerma no ar. O valor do kerma no ar acumulado é atualizado a partir do momento que for acionado o botão INICIAR que fica na interface do *software*.



Figura 4.39: Componentes visuais da barra de nível de exposição.

A Figura 4.40 apresenta a janela que exibe em tempo real o kerma no ar através de um gráfico. Esta janela mostra as grandezas kerma no ar instantâneo e acumulado, taxa de kerma no ar e tempo de exposição dos profissionais. Pode exibir também o kerma no ar na entrada da pele do paciente. Para visualizar as informações de dose, antes é necessário selecionar a opção GRÁFICO PACIENTE ou GRÁFICO TRABALHADOR. O círculo 1 mostra a identificação de um integrante da equipe médica, no círculo 2 tem a opção de ativar os bips de advertência e o círculo 3 indica a área dos resultados da dosimetria do paciente.

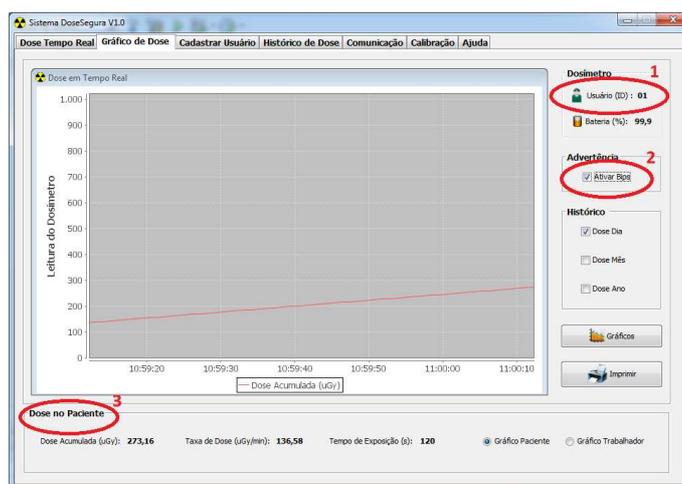


Figura 4.40: Tela de aquisição de dados de paciente ou profissional.

A Figura 4.41 mostra as opções do histórico de dose acumulada no dia atual em horas específicas, nos meses do ano e os últimos cinco anos. Estes recursos permitem acompanhar os níveis de dose dos profissionais e verificar se estão de acordo com normas regulamentadoras, caso contrário fornecer advertências.



Figura 4.41: Tela do histórico de dose de pacientes e da equipe médica.

A Figura 4.42 mostra a interface gráfica que permite a interação do administrador do sistema para colocar os dados de um novo usuário. O cadastro de um novo usuário é realizado através de um Sistema de Gerenciamento de Banco de Dados - SGBD, onde as informações adquiridas são armazenadas e podem ser utilizadas posteriormente em procedimentos radio-métricos nos hospitais.

Figura 4.42: Tela de cadastro de usuário.

A Figura 4.43 apresenta a tela de pesquisa do histórico de dose com a indicação de dois campos. No primeiro, existe um botão chamado PESQUISAR o qual irá buscar no banco de dados o histórico de dose do usuário, assim os dados ficarão disponíveis em uma tabela na interface da aplicação. No segundo, os dados do usuário poderão ser exportados para outro ambiente computacional como o MS Excel e realizar cálculos estatísticos.

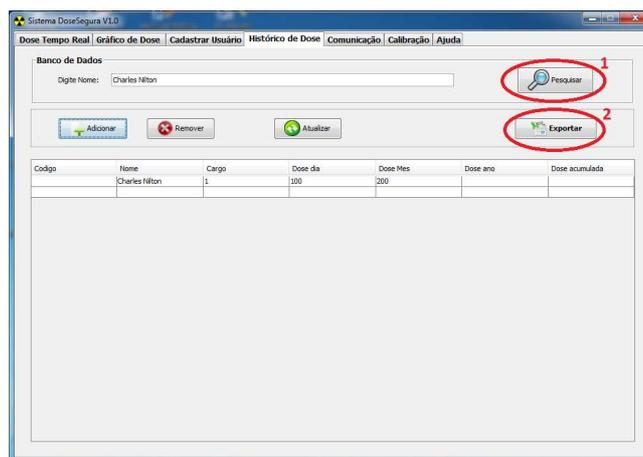


Figura 4.43: Tela de pesquisa do banco de dados.

A Figura 4.44 apresenta a tela de configuração e manutenção do sistema denominado de COMUNICAÇÃO. Esta janela só pode ser acessada através de *login* do administrador, fornece um ambiente com diversas opções como, por exemplo, taxa de comunicação, seleção da porta (COMx), botões que permitem abrir e fechar a porta de comunicação serial.

Além disso, observa-se no círculo 1 o botão ENVIAR que serve para transmitir instruções específicas ao controlador digital do dosímetro, discutido na seção 4.2 deste capítulo. O círculo 2 mostra uma área de texto que apresenta todas as ocorrências da comunicação do sistema. Estas ocorrências ficam disponíveis para serem salvas em um arquivo de texto (.txt), e assim aplicá-las na verificação de possíveis perda de dados.

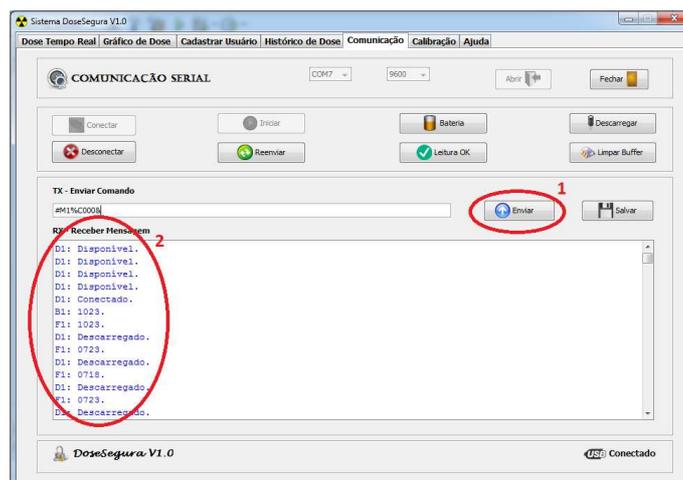


Figura 4.44: Tela de configuração e comunicação serial.

A Figura 4.45 apresenta a janela de configuração do sistema dosimétrico denominado de CALIBRAÇÃO. Esta interface permite ajustar as leituras dosímetros através dos coeficientes angulares das curvas de calibração e fatores de correção. Espera-se que após calibração, os dosímetros apresentem resposta dentro dos limites de incerteza desejados conforme normas estabelecidas para as qualidades de radiodiagnóstico e radioproteção.

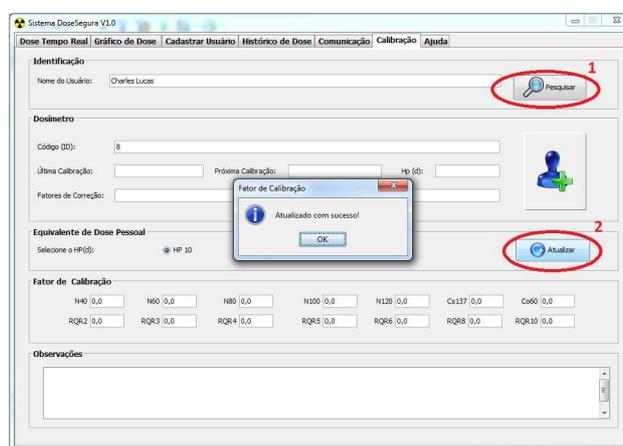


Figura 4.45: Tela de calibração do sistema dosimétrico

A Figura 4.46 apresenta a última janela do sistema DoseSegura V1.0. Esta janela contém as informações do *software* que foi desenvolvido com o apoio dos laboratórios LDN e LMRI/DEN da UFPE. Além disso, observa-se um botão chamado TUTORIAL que ao ser acionado executa um arquivo PDF contendo as instruções de operação do sistema.

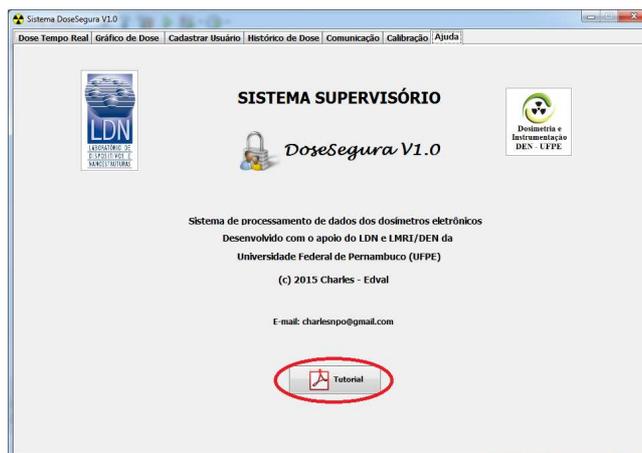


Figura 4.46: Tela de ajuda com tutorial da aplicação.

4.4.2 Desenvolvimento do banco de dados

Neste projeto implementou-se um Banco de Dados - BD ou (do inglês *database - DB*), para o armazenamento de dados de maneira estruturada e com a menor redundância possível. Para poder controlar os dados bem como os usuários, a necessidade de um sistema de gestão é de primordial importância. O gerenciamento do banco de dados é feito graças a um Sistema de Gestão de Bancos de Dados - SGBD ou (do inglês *Database Management System - DBMS*). O SGBD é um conjunto de serviços com aplicações de *software* que permitem gerenciar os bancos de dados.

Para armazenar as informações do histórico da dose de radiação de pacientes e da equipe médica foi desenvolvido uma base dados utilizando o SGBD Microsoft Access. O histórico de dose contem as leituras de kerma no ar acumulado, taxa de kerma no ar e tempo de exposição registradas durante as rotinas de trabalho no hospital. A linguagem de programação usada para realizar a comunicação com a base de dados foi o SQL, sendo esta utilizada como interface de comunicação entre o sistema computacional DoseSegura V1.0 e o banco de dados MS Access.

A Figura 4.47 apresenta o diagrama do sistema dosimétrico com o banco de dados, que pode está instalado local ou remotamente.

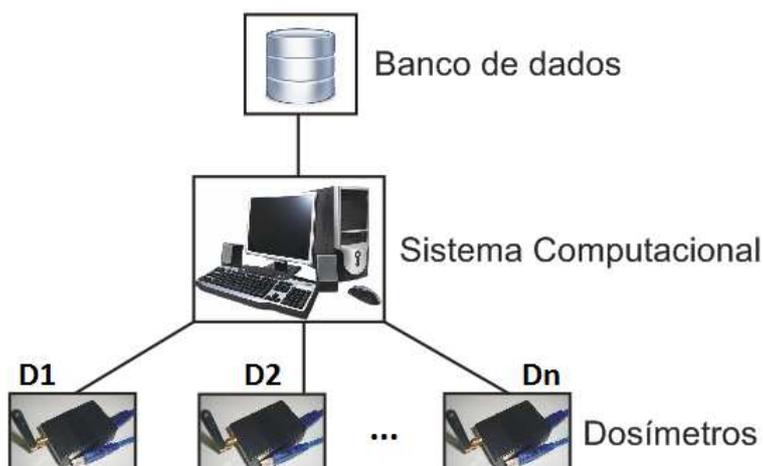


Figura 4.47: Banco de dados do sistema dosimétrico *DoseSegura V1.0*.

No banco de dados foi implementado um relacionamento entre um conjunto de tabelas que são administradas por um sistema gerenciador de banco de dados. Este relacionamento possibilita a integridade dos dados adquiridos, impedindo, por exemplo, que algum dado de uma tabela utilizado por outra tabela possa ser excluído sem que antes tal relacionamento não seja mais necessário. Visto que, em sistemas que gravam dados em arquivos é feita por programas desenvolvidos especificamente para este fim, aumentando em muito o número de linhas de código que o programador deve desenvolver.

O tipo de relacionamento adotado na maioria das tabelas do banco de dados desse projeto foi UM-PARA-MUITOS. Este tipo de relacionamento também acontece de forma direta entre duas tabelas sempre que a chave primária do registro de uma determinada tabela é utilizada várias vezes em outra tabela, sendo este, o tipo de relacionamento mais comum entre tabelas de um banco de dados relacional.

4.5 Considerações Finais

O circuito do eletrômetro apresentou 0,1 mV de ruído eletrônico na saída do amplificador integrador, este valor de tensão indica que a relação sinal-ruído está adequada. Além disso, o circuito eletrônico projetado para o dosímetro possui sensibilidade para medir correntes da ordem de picoampere ou 10^{-12} A, possibilitando medir o kerma no ar nas qualidades de radiação em radiodiagnóstico e radioproteção.

O controlador digital desenvolvido com o sistema embarcado ATMega328 executou suas operações lógicas de acordo com a programação. Entre os módulos de comunicação sem fio investigados, o APC220 foi o que permitiu total liberdade na configuração de seus parâmetros, possibilitando inviolabilidade ao transporte dos dados através de uma rede de comunicação.

O sistema dosimétrico foi implementado com telas que permitem visualizar as grandezas kerma no ar instantâneo e acumulado, taxa de kerma no ar e tempo de exposição nas qualidades de radiação em radiodiagnóstico e radioproteção através de fatores de calibração inseridos na interface do sistema computacional.

O *enlace* de comunicação entre o sistema computacional e os microcontroladores dos dosímetros funcionou de forma confiável e sincronizado. O banco de dados atualizou adequadamente as informações do histórico de dose. Portanto, as características encontradas no dosímetro atendem as especificações do projeto.

CAPÍTULO 5

CARACTERIZAÇÃO DO DOSÍMETRO

Neste capítulo são apresentados os procedimentos de caracterização do dosímetro eletrônico. Estes procedimentos foram realizados no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes - LMRI do Departamento de Energia Nuclear - DEN da UFPE, visando verificar suas características para feixes de raios X conforme as normas definidas pela *International Electrotechnical Commission* - IEC através da sua publicação 61267 (IEC 61267, 2005), e pela *International Organization for Standardization* - ISO através da publicação 4037 (ISO 4037, 1999).

Na caracterização do dosímetro foram realizados os estudos de repetibilidade, reprodutibilidade e dependência energética discutidos na Seção 1.3.1 do Capítulo 1. Extraíram-se também as curvas de calibração do dosímetro através da relação das respostas de kerma no ar em função do valor de referência ou padrão. A calibração do dosímetro foi executada inserindo um fator de calibração na interface do sistema computacional. O fator de calibração converte o valor do ADC lido da memória do medidor radiológico em kerma no ar, sendo estas leituras realizadas em tempo real correspondente a uma determinada qualidade de radiação em radiodiagnóstico e radioproteção.

A caracterização do dosímetro com os seus respectivos resultados e discussões podem ser vistos a seguir. Além disso, são indicadas algumas alternativas para otimizar a resposta do dosímetro eletrônico.

5.1 Estudo do Dosímetro para Radiodiagnóstico

Para caracterizar a resposta do dosímetro nas qualidades de radiodiagnóstico, foi realizado antes o ajuste dos circuitos eletrônicos, no qual o ganho total do amplificador ficou em torno de 10^9 e as tensões de *offset* dos amplificadores operacionais foram reguladas no menor valor possível. No Apêndice B, podem ser vistos os procedimentos de ajuste dos circuitos eletrônicos do dosímetro.

5.1.1 Repetibilidade e reprodutibilidade

Os resultados da repetibilidade demonstram que o dosímetro possui coeficiente de variação menor que 1,5 % para todas as energias analisadas. Os testes de reprodutibilidade do dosímetro foram realizados para uma dose de 5,299 mGy na qualidade de radiação RQR8. A câmara monitora foi utilizada neste estudo para corrigir as leituras encontradas.

Na Tabela 5.1, podem ser observados os dados do dosímetro com coeficiente de variação em torno de 0,87 % e desvio padrão de 0,048 mGy com taxa de kerma no ar de 31,793 mGy/min. O coeficiente de variação de 0,87 % indica adequada reprodutibilidade do dosímetro.

Tabela 5.1: *Estudo da reprodutibilidade do dosímetro na qualidade RQR8.*

N° de leituras (10 s)	Dosímetro		Câmara monitora		Leituras normalizadas
	\bar{x} (mGy)	s (mGy)	\bar{x} (nC)	s (nC)	
3	5,480	0,046	20,138	0,036	0,992
3	5,523	0,070	20,024	0,005	1,000
3	5,540	0,069	20,054	0,026	1,003
3	5,487	0,057	20,029	0,089	0,993
3	5,600	0,056	20,057	0,028	1,013
Média	5,526		20,060		1,000
D.P.	0,048		0,046		
C.V. (%)	0,875		0,227		

A Figura 5.1 mostra as leituras obtidas do estudo da reprodutibilidade do dosímetro com o valor de erro do desvio padrão. A temperatura média foi de 21,1 °C e a umidade foi de 46,4 %. Observa-se que a resposta do dosímetro possui coeficiente de variação menor que 1 % em função da média normalizada.

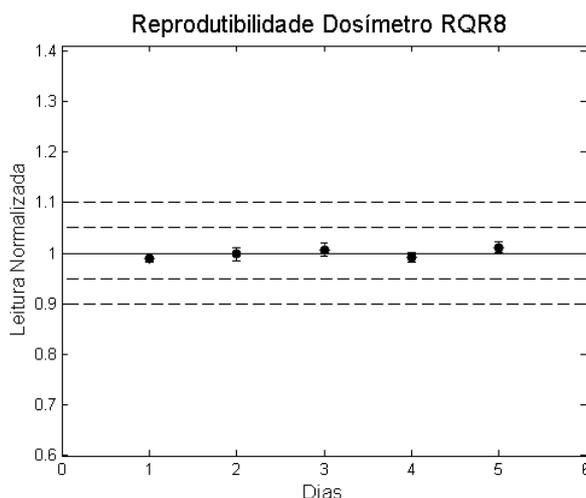


Figura 5.1: *Reprodutibilidade do dosímetro na qualidade RQR8.*

De acordo com os dados, ficou demonstrado que a resposta do dosímetro teve variação menor que 1 % dentro do intervalo de tolerância ± 10 %, evidenciando a estabilidade de sua resposta.

5.1.2 Resposta em função do kerma no ar

Realizou-se o estudo da resposta do dosímetro em função do kerma no ar com o objetivo de obter os coeficientes angulares das curvas de calibração, visto que a sensibilidade do dosímetro está relacionada diretamente com estes coeficientes.

O gráfico não apresenta o desvio padrão devido a cada ponto da curva ter apresentado baixo valor de variação em torno de 1,6 % da média. Os pontos nos gráficos correspondem ao valor médio de três medidas consecutivas, sendo o primeiro ponto lido em 10 segundos, o segundo em 20 segundos, aumentado assim até 60 segundos, os últimos dois pontos são de 120 e 300 segundos. As equações das retas representam a linearidade da resposta do dosímetro com o kerma no ar. Este comportamento pode ser observado através dos coeficientes de determinação R^2 .

A Figura 5.2 mostra as leituras do dosímetro avaliado com feixes de raios X nas qualidades de radiodiagnóstico, e a Figura 5.3 apresenta a resposta nos raios gama do Cs-137 e Co-60.

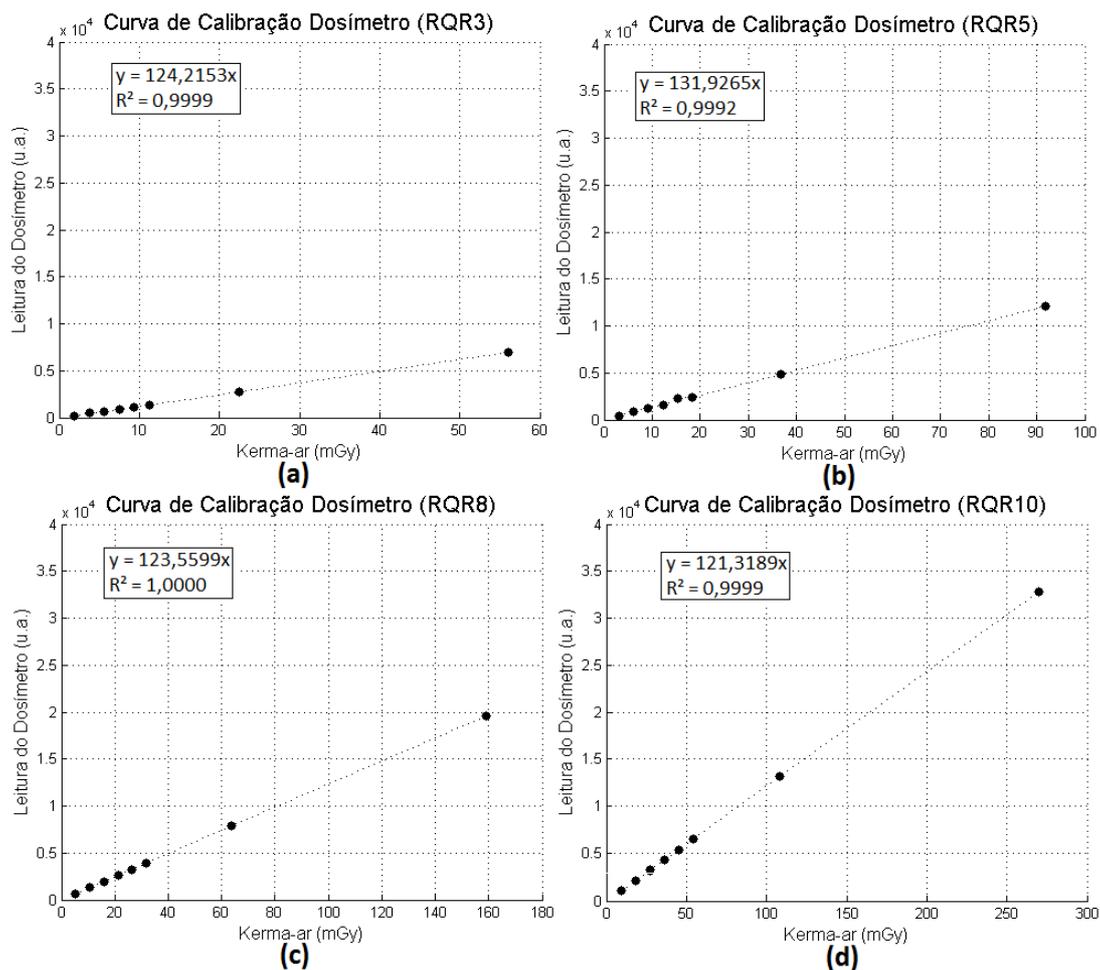


Figura 5.2: Resposta em função do kerma no ar qualidades de radiodiagnóstico.

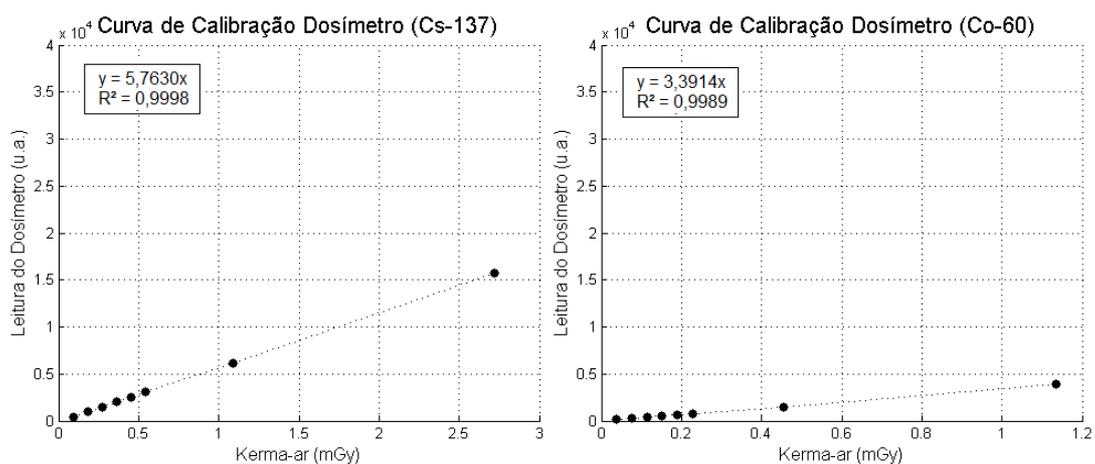


Figura 5.3: Resposta em função do kerma no ar para Cs-137 e Co-60.

A análise dos dados demonstrou que as curvas de calibração do dosímetro possuem coeficientes angulares semelhantes nas qualidades de radiação em radiodiagnóstico. Este comportamento deve-se a variação da energia ser baixa em torno de 29 a 61,2 keV, discutidas na Seção 1.3 do Capítulo 1 que fala sobre a interação dos raios X com o material semiconductor. Além disso, o dosímetro teve resposta linear quando exposto ao kerma no ar com valores em mGy nas energias estudadas.

5.1.3 Resposta em função da energia da radiação

Verificou-se a resposta do dosímetro em função da energia da radiação nas qualidades de radiodiagnóstico. Para isso, foram utilizados os valores dos coeficientes angulares das retas de calibração do dosímetro vistos anteriormente. Os resultados da resposta em função da energia da radiação podem ser observados a seguir.

Na Tabela 5.2, são apresentadas as energias da radiação para feixes de raios X nas qualidades de radiodiagnóstico e os coeficientes angulares das retas de calibração normalizadas pela energia do Co-60.

Tabela 5.2: *Energias da radiação e coeficientes angulares do dosímetro.*

Qualidades	Energia média (keV)	Coefficiente angular	Valor normalizado
RQR3	29,0	124,2	36,627
RQR5	34,8	131,9	38,900
RQR8	44,2	123,5	36,433
RQR10	61,2	121,3	35,773
Cs-137	661,7	57,6	1,699
Co-60	1252,8	33,5	1,000

A Figura 5.4 apresenta a dependência energética do dosímetro na faixa de energias de 29 a 1252,8 keV. Estes valores correspondem aos coeficientes angulares do dosímetro para as qualidades de radiodiagnóstico normalizados com a energia do Co-60.

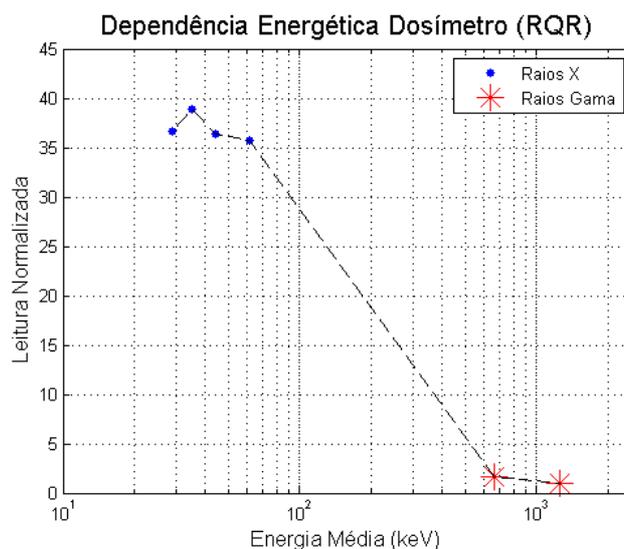


Figura 5.4: Resposta do dosímetro em função da energia da radiação.

Os resultados demonstram que o dosímetro possui resposta com repetibilidade e reprodutibilidade dentro da tolerância 10 %, e seu comportamento está linear com o kerma no ar nas qualidades de radiação em radiodiagnóstico.

5.2 Estudo do Dosímetro para Radioproteção

Para aplicação em radioproteção foi realizado outro ajuste no dosímetro a fim de aumentar sua sensibilidade, devido as taxas de kerma no ar serem mais baixas nesta condição. O valor do ganho total do circuito amplificador ficou em torno de 10¹² e ajustou-se as tensões de *offset* dos amplificadores operacionais para o menor valor possível. São apresentados a seguir os resultados do estudo da repetibilidade, reprodutibilidade, curvas de calibração e dependência energética do dosímetro.

5.2.1 Repetibilidade e reprodutibilidade

Os resultados da repetibilidade da resposta do dosímetro demonstram que o coeficiente de variação é menor que 1,2 %. Os testes de reprodutibilidade da resposta do dosímetro foram realizados com uma dose de 20,507 μGy na qualidade de radioproteção N80. A câmara monitora foi utilizada neste estudo para corrigir as leituras encontradas.

Na Tabela 5.3, podem ser observados os dados do dosímetro com coeficiente de variação em torno de 0,46 % e desvio padrão 0,092 μGy com taxa de kerma no ar de 123,04 $\mu\text{Gy}/\text{min}$. O coeficiente de variação de 0,46 % representa adequada reprodutibilidade do dosímetro.

Tabela 5.3: *Estudo da reprodutibilidade do dosímetro na qualidade N80.*

N° de leituras (10 s)	Dosímetro		Câmara monitora		Leituras normalizadas
	\bar{x} (μGy)	s (μGy)	\bar{x} (nC)	s (nC)	
3	19,780	0,010	0,345	0,001	0,994
3	19,873	0,015	0,344	0,001	0,999
3	19,853	0,040	0,344	0,001	0,998
3	19,953	0,055	0,343	0,002	1,003
3	20,017	0,038	0,341	0,001	1,006
Média	19,895		0,344		1,000
D.P.	0,092		0,002		
c.v. (%)	0,461		0,482		

A Figura 5.5 mostra as leituras obtidas do estudo da reprodutibilidade do dosímetro com o valor de erro do desvio padrão. A temperatura média foi de 21,15 °C e a umidade foi de 48,7 %. Observa-se que a resposta do dosímetro possui coeficiente de variação menor que 1 % em função da média normalizada.

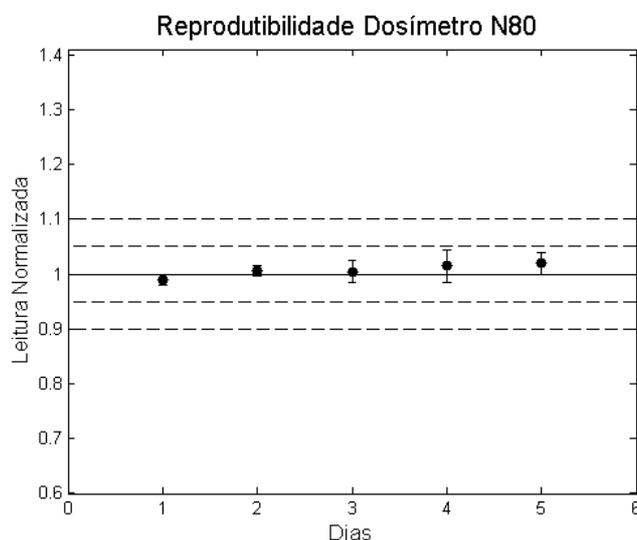


Figura 5.5: *Reprodutibilidade do dosímetro na qualidade N80.*

De acordo com os dados, ficou demonstrado que a resposta do dosímetro teve variação menor que 1 % dentro do intervalo de tolerância ± 10 %, evidenciando a estabilidade de sua

resposta.

5.2.2 Resposta em função do kerma no ar

Realizou-se o estudo da resposta do dosímetro em função do kerma no ar com o objetivo de obter os coeficientes angulares das curvas de calibração. O gráfico não apresenta o valor do desvio padrão devido a cada ponto da curva ter apresentado baixo valor de variação em torno de 1,1 % da média. Os pontos nos gráficos correspondem ao valor médio de três medidas consecutivas, sendo o primeiro ponto lido em 10 segundos, o segundo em 20 segundos, aumentado assim até 60 segundos, os últimos dois pontos são de 120 e 300 segundos.

A Figura 5.6 mostra as leituras do dosímetro avaliado com feixes de raios X nas qualidades de radioproteção N40, N60, N80 e N100, e a Figura 5.7 apresenta a resposta para a qualidade N120.

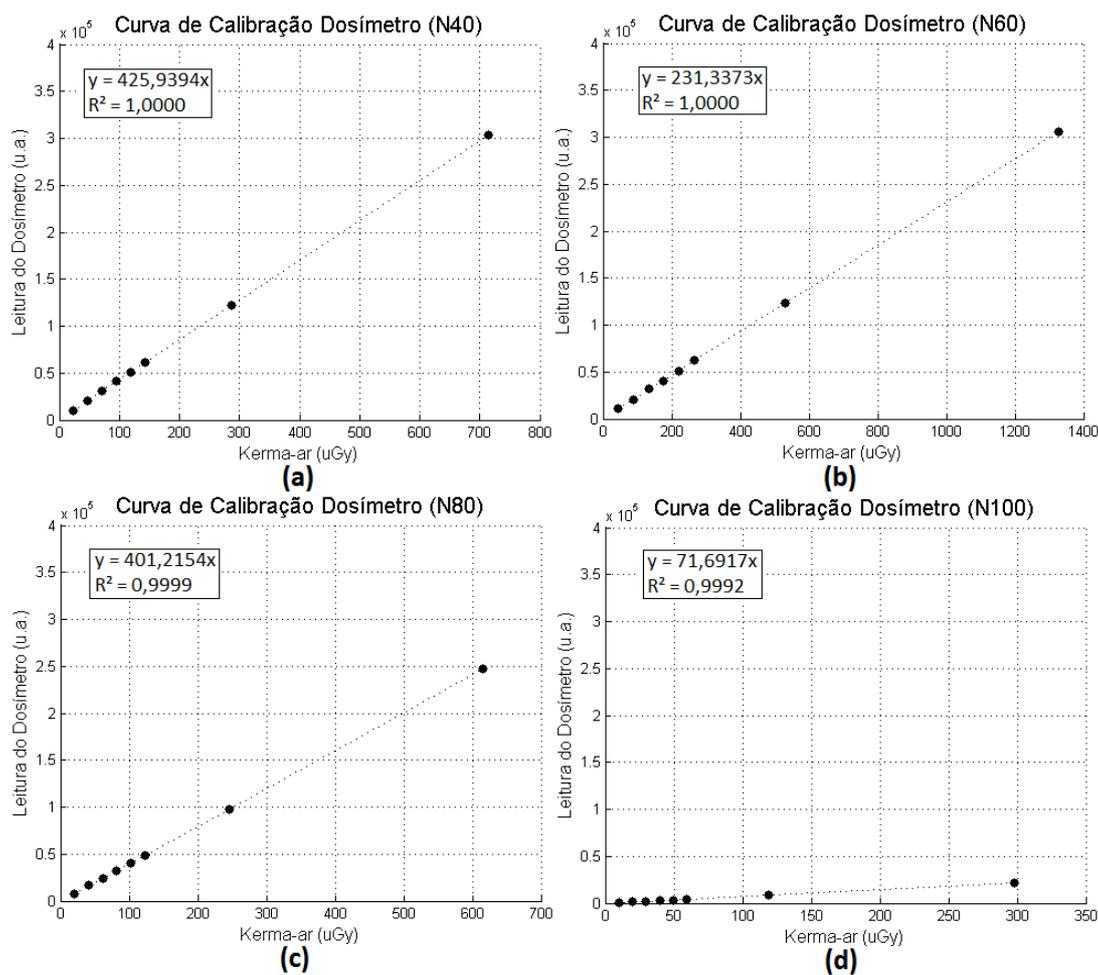


Figura 5.6: Resposta em função do kerma no ar nas qualidades de radioproteção.

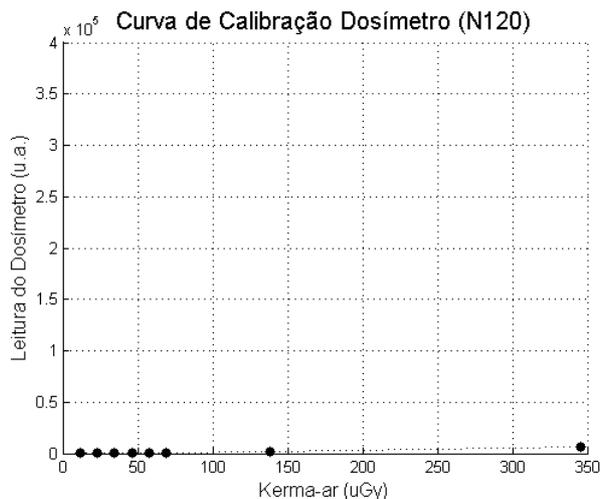


Figura 5.7: Resposta em função do kerma no ar na qualidade N120.

A Figura 5.8 apresenta os coeficientes angulares do dosímetro avaliado com as energias da radiação gama do Cs-137 e Co-60.

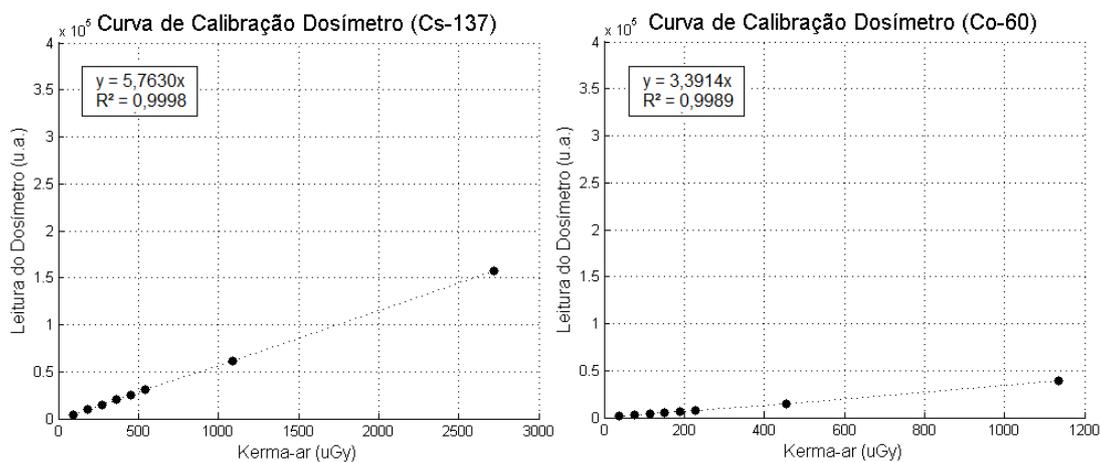


Figura 5.8: Resposta em função do kerma no ar para Cs-137 e Co-60.

Os resultados demonstram que a resposta do dosímetro possui sensibilidade para taxas de kerma no ar até $69,14 \mu\text{Gy}/\text{min}$ na qualidade de radioproteção. Em vista da corrente produzida no detector semiconductor não ser suficiente para produzir o sinal, o dosímetro não responde como desejado para taxas de kerma no ar menores.

5.2.3 Resposta em função da energia da radiação

Verificou-se a resposta do dosímetro em função da energia da radiação nas qualidades de radioproteção. Para isso, foram utilizados os valores dos coeficientes angulares das retas de calibração do dosímetro. Os resultados da resposta em função da energia da radiação podem ser observados a seguir.

Na Tabela 5.4, são apresentadas as energias da radiação nas qualidades de radioproteção e os coeficientes angulares das retas normalizadas pela energia do Co-60.

Tabela 5.4: *Energias da radiação e coeficientes angulares do dosímetro.*

Qualidades	Energia média (keV)	Coefficiente angular	Valor normalizado
N40	33,0	425,9	125,594
N60	48,0	231,3	68,213
N80	65,0	401,2	118,304
N100	88,0	71,6	21,139
N120	100,0	16,7	4,953
Cs-137	661,7	57,6	1,699
Co-60	1252,8	33,9	1,000

A Figura 5.9 apresenta a dependência energética do dosímetro na faixa de energias de 33 a 1252,85 keV. Estes valores correspondem aos coeficientes angulares do dosímetro para as qualidades de radioproteção normalizados com a energia do Co-60.

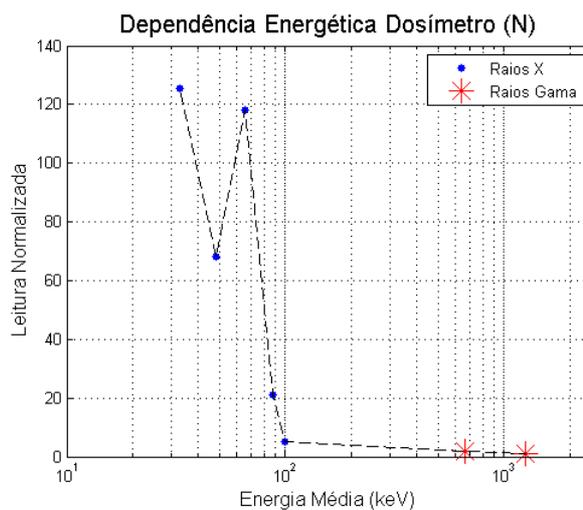


Figura 5.9: *Resposta do dosímetro em função da energia da radiação.*

A análise dos dados demonstrou que o dosímetro possui comportamento linear quando exposto ao kerma no ar com valores em μGy . No entanto, apresenta dependência com a taxa de kerma no ar para valores inferiores a $69,14 \mu\text{Gy}/\text{min}$ nas qualidades de radioproteção.

5.3 Considerações Finais

De acordo com os resultados, ficou demonstrado que o dosímetro possui coeficiente de variação menor que 1 % dentro do intervalo de tolerância ± 10 % nos testes de reprodutibilidade. O menor valor de kerma no ar determinado com o dosímetro foi $1,5 \mu\text{Gy}$ e o maior de 300mGy . Além disso, o dosímetro apresentou comportamento linear quando exposto ao kerma no ar nas qualidades de radiação em radiodiagnóstico e radioproteção.

No entanto, o dosímetro apresentou dependência com a taxa de kerma no ar para valores inferiores a $69,14 \mu\text{Gy}/\text{min}$ nas qualidades de radioproteção. Esta dependência pode ser resolvida aumentando a sensibilidade do dosímetro através de ajustes no ganho do circuito amplificador do eletrômetro ou substituindo o transdutor semicondutor por outro fotodiodo com maior área ativa.

Portanto, espera-se que a partir do aperfeiçoamento deste projeto, o dosímetro possa ser utilizado na prática clínica e contribuir com os profissionais da área médica.

CAPÍTULO 6

CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Este capítulo descreve as contribuições desta dissertação, apresentando as principais conclusões e propõem algumas sugestões para trabalhos futuros.

6.1 Contribuições

Nesta dissertação foi desenvolvido um dosímetro eletrônico de leitura direta para aplicação em procedimentos que utilizam raios X. O projeto foi realizado com o apoio do Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes - LMRI e do Laboratório de Dispositivos e Nanoestruturas - LDN da Universidade Federal de Pernambuco - UFPE.

Primeiramente foi realizado uma revisão do princípio da proteção radiológica, apresentou-se as características de transdutores de radiação ionizante, os tipos de dosímetros, a dosimetria de paciente, monitoração ocupacional e no Apêndice A são mostradas as grandezas e unidades radiológicas.

Os procedimentos de caracterização de transdutores semicondutores foram realizados nas qualidades de radioproteção para aplicação em dosimetria. As curvas de calibração dos fotodiodos foram extraídas indicando o diodo escolhido como sensor de entrada do dosímetro.

O dosímetro foi desenvolvido para a monitoração ocupacional tendo como exemplo a radiologia intervencionista. Além disso, o sistema pode ser utilizado na dosimetria de paciente através de informações do equipamento de raios X. Este dosímetro é composto por uma uni-

dade eletrométrica, controlador digital e sistema computacional de processamento de dados.

O projeto do dosímetro teve por objetivo alcançar um ideal de inovação tecnológica ao nível nacional, criando um equipamento de alta qualidade com redução de custos de desenvolvimento e instalação. O equipamento tem potencial de aplicação na dosimetria de paciente e monitoração ocupacional. Além disso, com algumas modificações no sistema pode ser utilizado também no controle de qualidade de equipamentos de raios X.

6.2 Trabalhos futuros

A continuação do presente trabalho deve se concentrar na calibração do dosímetro, convertendo sua leitura de kerma no ar para o equivalente de dose pessoal $H_P(10)$. Deve-se aperfeiçoar a metodologia de caracterização do dosímetro para analisar o seu comportamento de acordo com normas regulamentadoras. Antes disso, será necessário mudar o transdutor semicondutor ou aumentar o ganho dos circuitos amplificadores operacionais a fim de elevar a sensibilidade do dosímetro, quando exposto as taxas de kerma no ar nas qualidades de radioproteção.

O uso da plataforma Android para gerenciar os *Apps*¹ em dispositivos móveis como celulares, *smartphones* e *tablets* devem ser explorados. Estes dispositivos têm a vantagem na coleta e na automatização de processos devido as suas dimensões reduzidas, menor consumo de bateria, menor custo e elevado poder de processamento. Estas características permitem transportá-los facilmente e ficarem presentes em várias situações em que o profissional pode atuar. Para esta implementação deve-se utilizar o ambiente de desenvolvimento IDE Eclipse e o *software* emulador para Android. A programação dos aplicativos é realizada através das linguagens XML e Java. A linguagem XML serve para criação das interfaces gráficas e o Java para definir as funcionalidades dos componentes visuais.

¹Apps são aplicativos ou programas em dispositivos móveis.

APÊNDICE A

GRANDEZAS E UNIDADES RADIOLÓGICAS

As grandezas para as radiações ionizantes estão divididas em três categorias principais: a) grandezas físicas, b) grandezas de proteção e c) grandezas operacionais. Estas grandezas foram descritas de acordo com os documentos de instituições internacionais (ICRU, 2005) e (ICRP, 2007). A Figura A.1 apresenta o diagrama das principais grandezas e unidades radiológicas.

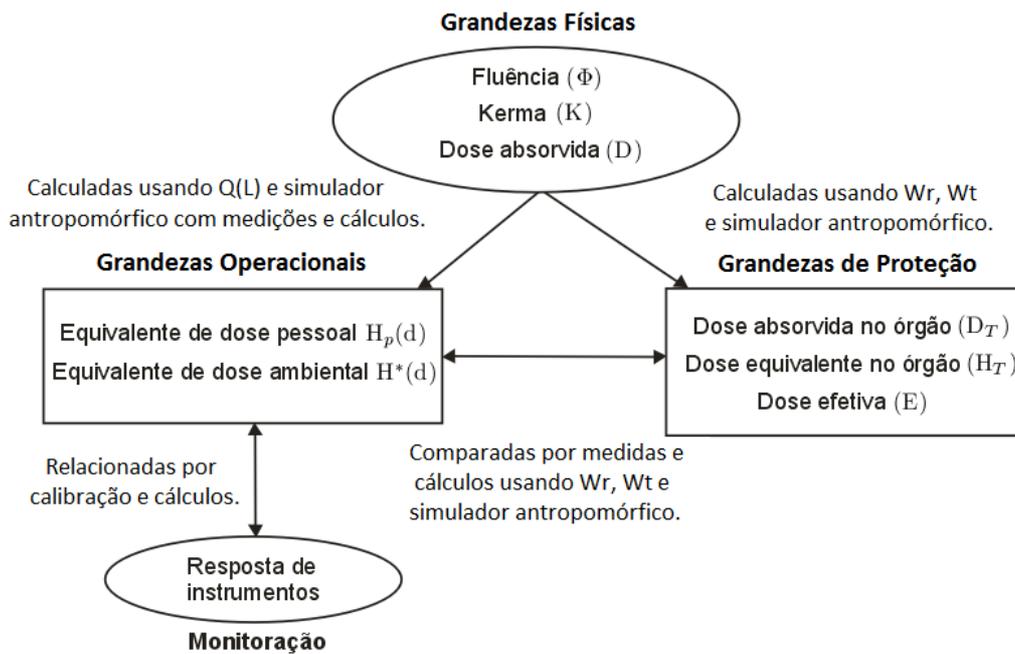


Figura A.1: Esquema das grandezas da radiação ionizante (ICRP, 2007).

a) **Grandezas físicas:** São grandezas que podem ser medidas, descrevem qualitativamente e quantitativamente as propriedades observadas dos fenômenos físicos.

• **Fluência (Φ):** A fluência é o quociente de dN por da , onde dN é o número de partículas ou fótons incidentes sobre uma esfera infinitesimal de área da , medida em unidade de m^{-2} , dado pela Equação A.1:

$$\Phi = dN/da \quad [m^{-2}] \quad (\text{A.1})$$

O número N pode corresponder a partículas ou fótons emitidas, transferidas ou recebidas. Esta grandeza é muito utilizada na medida de nêutrons, e em simulações computacionais.

• **Fluência de energia (Ψ):** É a quantidade de energia radiante que atravessa uma esfera infinitesimal de seção reta, medida em energia por área (J/m^2), dado pela Equação A.2:

$$\Psi = \left(\frac{dN}{da}\right).h\nu \quad [J/m^2] \quad (\text{A.2})$$

As grandezas escalares fluência (Φ) e fluência de energia (Ψ) são relevantes na determinação da grandeza kerma, que vai ser descrita posteriormente.

• **Exposição (X):** Expressa a ionização produzida pela radiação livre no ar. É o quociente entre dQ por dm , onde dQ é o valor absoluto da carga total de íons de um dado sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons (negativos e positivos) liberados pelos fótons no ar, em uma massa dm , são completamente freados no ar, Equação A.3:

$$X = dQ/dm \quad [C.kg^{-1}] \quad \text{ou} \quad [R] \quad (\text{A.3})$$

Por ser necessário conhecer a massa do volume de material e de coletar “toda” a carga, a medição só é factível numa câmara de ionização. Esta grandeza só pode ser definida no ar para fótons X ou raios gama. A unidade da grandeza Exposição é $C.kg^{-1}$ e antigamente era Röntgen (R) relacionado no Sistema Internacional (SI) por: $1 R = 2,58.10^{-4} C.kg^{-1}$. Aplicada apenas para fótons com energia até 3 MeV.

• **Dose absorvida (D):** Serve para quantificar a deposição de energia pela radiação ionizante. É definida como o quociente dE_{avg} por dm , sendo dE_{avg} a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria de massa dm , dado pela Equação A.4:

$$D = \frac{dE_{avg}}{dm} \quad [J.kg^{-1}] \quad \text{ou} \quad [Gy] \quad (A.4)$$

Essa grandeza é válida para qualquer meio, para qualquer tipo de radiação e qualquer geometria de irradiação. A unidade especial da grandeza dose absorvida é o gray (Gy), unidade antiga é o rad (*radiation absorbed dose*) que é relacionado no SI por: $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad} = 1 \text{ J/kg}$.

• **Kerma ar (K_{ar}):** É definida pela ICRU como a razão entre dE_{tr} e dm , sendo dE_{tr} a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por interações de partículas sem carga em um volume de massa dm , dado pela Equação A.5:

$$K_{ar} = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad [J.kg^{-1}] \quad \text{ou} \quad [Gy] \quad (A.5)$$

A grandeza kerma ocorre no ponto de interação do fóton e a dose absorvida ocorre ao longo da trajetória do elétron, ou seja, corresponde à energia transferida independente se foi depositada. Está relacionada com a fluência de energia por meio do coeficiente de transferência de energia em massa (μ_{tr}/ρ), dado pela Equação A.6:

$$K_m = \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)_m \cdot \Psi \quad (A.6)$$

O kerma inclui a energia recebida pelas partículas carregadas, normalmente elétrons de ionização. Estes podem dissipá-la nas colisões sucessivas com outros elétrons, ou na produção de radiação de freamento (*bremsstrahlung*), assim $K = K_c + K_r$ onde K_c é igual kerma de colisão, quando a energia é dissipada localmente, por ionizações e/ou excitações, e K_r é igual kerma de radiação, quando a energia é dissipada longe do local, por meio dos raios X.

• **Kerma no ar incidente ($K_{a,i}$):** É definido como o kerma no ar medido no eixo central do feixe de raios X, em uma distância (DFP) igual à distância do foco ao plano de entrada da pele do paciente, não incluindo a radiação retroespalhada. A grandeza $K_{a,i}$ pode ser estimada em qualquer distância “d” do foco do tudo de raios X através da correção de leitura utilizando a lei do inverso do quadrado da distância, conforme Equação A.7:

$$K_{a,i} = k_a(d) \cdot \left(\frac{d}{DFP}\right)^2 \quad [J.kg^{-1}] \quad ou \quad [Gy] \quad (A.7)$$

onde, $k_a(d)$ é o valor do kerma em uma distância “d” conhecida, em cm; DFP é a distância foco-paciente, em cm.

• **Kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$):** Pode ser definido como o valor do kerma no ar medido no eixo central do feixe de raios X na superfície de entrada da pele do paciente ou fantoma, incluindo a contribuição da radiação retroespalhada (BSF) pelos tecidos. Está relacionado ao $K_{a,i}$ através da Equação A.8:

$$K_{a,e} = K_{a,i} \cdot BSF \quad [J.kg^{-1}] \quad ou \quad [Gy] \quad (A.8)$$

• **Produto kerma ar-área (P_{KA}):** Define-se P_{KA} como a integral do produto do kerma no ar em uma área, A, do feixe de raios X em um plano perpendicular ao eixo central do feixe de raios X, pela área do feixe no mesmo plano, conforme Equação A.9.

$$P_{KA} = \int_A K_a(A) \cdot dA \quad [J/kg.cm^2] \quad ou \quad [Gy.cm^2] \quad (A.9)$$

O P_{KA} é determinado usando uma câmara de ionização de transmissão, montada na estrutura do colimador, com mínima interferência no exame. Esta câmara possui uma área suficiente para cobrir todo o campo de radiação e é colocada perpendicularmente ao eixo do feixe de raios X.

b) Grandezas de proteção: São utilizadas para quantificar o risco da exposição do homem à radiação ionizante, mas não podem ser medidas na prática.

Nas grandezas de proteção estão incluídas a dose equivalente H_T em (tecido ou órgão) e a dose efetiva E (corpo todo). Na prática, essas grandezas não são mensuráveis, mas podem ser avaliadas por meio de cálculo se as condições de irradiação forem conhecidas (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). Os fatores de ponderação da radiação e do tecido ou órgão para essas grandezas são respectivamente, o W_R e o W_T . A unidade de medida de ambas é o $J.kg^{-1}$ e tem nome especial sievert (Sv).

• **Dose Equivalente (H_T):** É o valor médio da dose absorvida $D_{T,R}$ num tecido ou órgão T , devido à radiação R , multiplicado pelo fator de peso de cada radiação W_R . A Dose Equivalente permite comparar os efeitos de uma dose absorvida $D_{T,R}$ no tecido T , com a radiação de outro tipo R . A unidade especial da grandeza dose equivalente é o sievert (Sv), unidade antiga é o rem (*röntgen equivalent man*) que é relacionado no SI por: $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem} = 1 \text{ J/kg}$, conforme Equação A.10:

$$H_T = \sum_R W_R \cdot D_{T,R} \quad [J.kg^{-1}] \quad \text{ou} \quad [Sv] \quad (\text{A.10})$$

A *International Commission on Radiological Protection* - ICRP definiu os valores de W_R para cada tipo de radiação como representativos dos valores de efetividade biológica relativa ou (do inglês *Relative Biological Effectiveness* - *RBE*) da radiação em induzir efeitos estocásticos. Na Tabela A.1 são apresentados os valores de W_R recomendados pela ICRP publicação 103 (ICRP, 2007).

Tabela A.1: *Fatores de peso da radiação W_R (ICRP, 2007).*

Tipo e energia da radiação (R)	Fator de peso da radiação (W_R)
Fótons, todas as energias	1
Elétrons e múons, todas as energias	1
Nêutrons, energias < 10 keV	5
Nêutrons, energias 10 keV a 100 keV	10
Nêutrons > 100 keV a 2 MeV	20
Nêutrons > 2 MeV a 20 MeV	10
> 20 MeV	5
Prótons, exceto os de recuo, com energia > 2 MeV	5
Párticulas alfa, fragmentos de fissão e núcleos pesados	20

• **Dose efetiva (E):** Para obter uma estimativa do risco da exposição total à radiação ionizante, foi introduzida a grandeza dose efetiva (E). A dose efetiva leva em consideração tanto o tipo e a energia da radiação quanto a radiosensibilidade do órgão ou parte do corpo irradiado. É definida como a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos ou órgãos do corpo, sendo W_T o fator de peso para o tecido T e H_T é a dose equivalente a ele atribuída, conforme Equação A.11:

$$E = \sum_T W_T \cdot H_T \quad [J.kg^{-1}] \quad \text{ou} \quad [Sv] \quad (\text{A.11})$$

Os fatores de ponderação de tecido ou órgão W_T são relacionados com a sensibilidade de um dado tecido ou órgão à radiação, no que concerne à indução de câncer e a efeitos hereditários. Na Tabela A.2 são mostrados os fatores de peso W_T que correspondem a porcentagem do risco do efeito estocástico quando o corpo inteiro é irradiado de maneira uniforme (ICRP-103, 2007).

Tabela A.2: *Fatores de peso W_T para tecidos ou órgãos (ICRP, 2007).*

Tecido ou órgão	Fatores de peso (W_T)
Gônadas	0,20
Medula óssea	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Mama	0,05
Bexiga	0,05
Esôfago	0,05
Fígado	0,05
Tireóide	0,05
Superfície do osso	0,01
Pele	0,01
Restante*	0,05
Total	1,00

(*) Cérebro, intestino grosso superior, instetino delgado, rins, pâncreas, vesícula, timo, glândulas adrenais e massa muscular total.

c) **Grandezas operacionais:** Podem ser medidas e usadas para estimar as grandezas de radioproteção e assim conhecer o risco da exposição do homem à radiação ionizante, viabilizando a dosimetria externa.

Para correlacionar as grandezas de radioproteção (não mensuráveis) com o campo de radiação, a ICRU definiu as grandezas operacionais para medidas de exposição à radiação externa. As duas principais grandezas introduzidas são o equivalente de dose ambiental, $H^*(d)$, e o equivalente de dose pessoal, $H_P(d)$, à profundidade d , para os casos de irradiação com fontes externas ao corpo.

• **Equivalente de dose ambiental $H^*(d)$:** O equivalente de dose ambiental $H^*(d)$ é usado para avaliar a exposição ocupacional em um dado ambiente, quando não se utilizam monitores individuais. A grandeza $H^*(d)$ é utilizada pela portaria 453/98, no controle de área de serviços, para verificar a conformidade com os níveis de restrição de dose em monitoração de área. A grandeza $H^*(d)$ pode ser obtida pelo produto da dose absorvida D em um ponto de interesse pelo fator de qualidade Q da radiação, correspondendo ao que seria produzido em uma esfera de tecido equivalente de 30 cm de diâmetro, na profundidade d , Equação A.12:

$$H^*(d) = Q \cdot D \quad [J.kg^{-1}] \quad ou \quad [Sv] \quad (A.12)$$

Na Tabela A.3 podem ser observados os valores do fator de qualidade da radiação Q em função do tipo de radiação e energia, estes valores foram obtidos da literatura.

Tabela A.3: Valores do fator de qualidade da radiação Q (ICRP, 2007; CNEN, 2011).

Tipo de radiação e energia	Fator (Q)
Raios X, radiação gama, elétrons, radiação beta mais e beta menos.	1
Prótons e partículas com uma unidade de carga e com massa de repouso maior que uma unidade de massa atômica e de desconhecida.	10
Nêutrons com energia desconhecida.	20
Radiação alfa e demais partículas com carga superior e uma unidade de carga.	20

Para os feixes raios X, gama e elétrons o fator de qualidade da radiação Q é igual a 1. Então, a dose absorvida $D(\text{Gy})$ tem o mesmo valor numérico do equivalente de dose ambiental $H^*(\text{Sv})$.

• **Equivalente de dose pessoal $H_p(d)$:** O equivalente de dose pessoal $H_p(d)$ é uma grandeza para monitoração individual externa. A grandeza $H_p(d)$ é obtida pelo produto da dose absorvida D em tecidos moles, na profundidade (d) do corpo humano, pelo fator de qualidade Q da radiação neste ponto (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

O valor de $H_p(d)$ é obtido por meio de dosímetros individuais que o profissional utiliza no local do corpo mais representativo da exposição, geralmente no tórax. O valor obtido deve fornecer uma estimativa conservadora da dose efetiva. A unidade de medida do $H_p(d)$ é o sievert (Sv), conforme Equação A.13:

$$H_p(d) = Q \cdot D \quad [J.kg^{-1}] \quad \text{ou} \quad [Sv] \quad (\text{A.13})$$

Na utilização de $H_p(d)$, é necessário incluir a especificação da profundidade “ d ”. Para as radiações fortemente penetrantes, fótons de energia superiores a 12 keV e nêutrons, é recomendada a profundidade de 10 mm, representado por $H_p(10)$; para as radiações fracamente penetrantes os valores utilizados são 3 mm para a dose no cristalino e 0,07 mm para a dose na pele, representados por $H_p(3)$ e $H_p(0,07)$ respectivamente.

A estimativa da dose efetiva, com o dosímetro individual, é feita por meio da medida do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, sendo necessário calibrá-lo sobre fantomas. A ICRU em 1992, recomendou a utilização de fantomas feitos de PMMA (polimetilmetacrilato), cuja densidade e retroespalhamento são muito próximos ao tecido biológico, tanto para fótons como para nêutrons (ICRU, 1992).

Para a calibração de $H_p(10)$ é definido um fantoma da *International Organization for Standardization* - ISO na forma de paralelepípedo preenchido com água, feito de PMMA com dimensões de 30x30x15 cm, com espessura da parede frontal de 0,25 cm e 1,0 cm para as demais (GROSSWENDT, 1991). A Figura A.2 apresenta a relação entre as principais grandezas e unidades radiológicas.

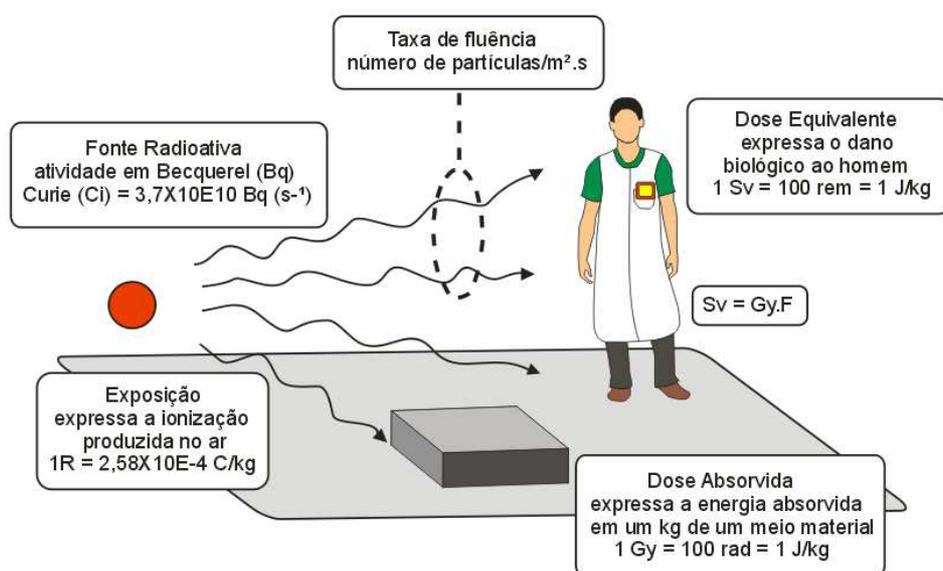


Figura A.2: Relação entre as grandezas radiológicas.

Na Tabela A.4 é mostrado um resumo das grandezas físicas mensuráveis, grandezas de radioproteção limitantes e as grandezas operacionais para monitoração ocupacional.

Tabela A.4: Resumo das grandezas e unidades radiológicas (ICRP, 2007).

Grandezas	Equação	Meio	Tipo de radiação	Unidade SI
Dose absorvida	$D = dE_{avg}/dm$	qualquer	qualquer	Gy
Kerma no ar	$K_{ar} = dE_{tr}/dm$	qualquer	X, gama e nêutrons	Gy
Exposição	$X = dQ/dm$	ar	X, gama	R
Dose equivalente	$H_T = W_R \cdot D$	órgão ou tecido	qualquer	Sv
Dose efetiva	$E = \sum_T W_T \cdot H_T$	corpo todo	qualquer	Sv
Equivalente de dose pessoal	$H = Q \cdot D$	corpo todo	qualquer	Sv

APÊNDICE B

AJUSTES DO DOSÍMETRO

B.1 Regular Tensão de Saída dos Amplificadores

Os amplificadores operacionais possuem na saída uma componente DC denominada de tensão de *offset*, esta componente ocorre devido a um desvio de tensão no circuito interno. Para verificar a tensão de *offset*, deve-se colocar as entradas dos amplificadores operacionais no potencial zero e medir a tensão de saída. A tensão de saída deve ser a menor possível para não interferir na leitura do sensor de entrada (BOYLESTAD e ROBERT L., 2004). Para minimizar a tensão de *offset* foi dimensionado um circuito de compensação composto por trimpots, resistores e capacitores, conforme ilustra a Figura B.1.

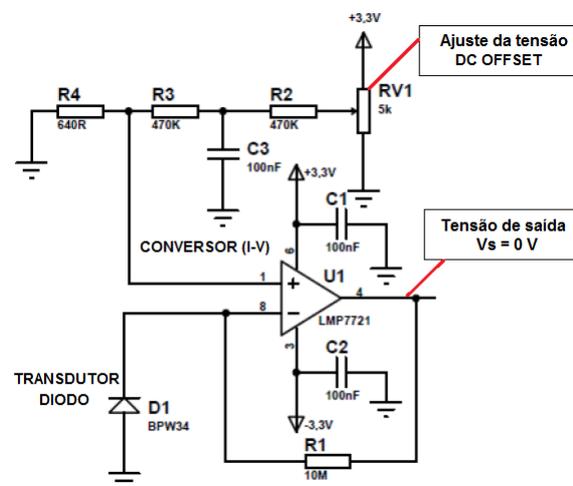


Figura B.1: Circuito para ajustar tensão de saída dos amplificadores.

Neste ajuste foi utilizado um multímetro do tipo TRUE RMS modelo Ideal 61-322. O multímetro possui circuitos que realizam os cálculos por integração e não por capacitores. Dessa forma, o instrumento é capaz de apresentar o valor correto independente da forma de onda do sinal que se está medindo. Os procedimentos de ajuste nos circuitos do eletrômetro são apresentados a seguir.

- Deve-se cobrir o transdutor fotodiodo a fim de isolar o mesmo da luz ambiente. Para isso, foi utilizado um material de cor preto fosco e com espessura suficiente para envolvê-lo completamente;
- Depois realizar a medida de tensão na saída (V_s) do conversor corrente-tensão (I-V) do primeiro estágio do eletrômetro. Esta tensão deve ser ajustada para o menor valor possível, desejável zero volt;
- O ajuste da tensão de *offset* do conversor I-V é feito através do trimpot R_{V1} , conforme ilustra a Figura B.2;

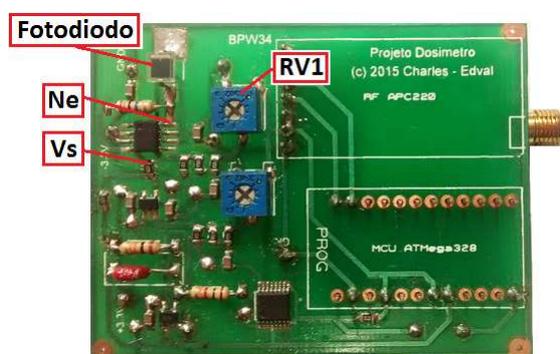


Figura B.2: Ajuste do primeiro estágio do eletrômetro.

- Quando a tensão de V_s chegar a zero volt significa que o primeiro estágio está funcionando corretamente. Uma vez que, o conversor I-V deve fornecer zero volt na saída quando o transdutor fotodiodo não estiver exposto à radiação ionizante;
- Em seguida, deve-se ajustar a tensão V_s no amplificador inversor do segundo estágio do eletrômetro. Com o transdutor fotodiodo coberto a tensão de saída deve ser regulada o mais próximo de zero volt através do trimpot R_{V2} , conforme ilustra a Figura B.3;



Figura B.3: Ajuste do segundo estágio do eletrômetro.

- Por fim, deve-se analisar as tensões no nó de entrada (N_e) de todos os amplificadores operacionais do eletrômetro. Esta tensão precisa ficar em equilíbrio entre os pinos de entrada dos amplificadores para garantir adequada realimentação e estabilidade de seu funcionamento. A Figura B.4 apresenta as tensões no eletrômetro após ajustes nos trimpots R_{V1} e R_{V2} .

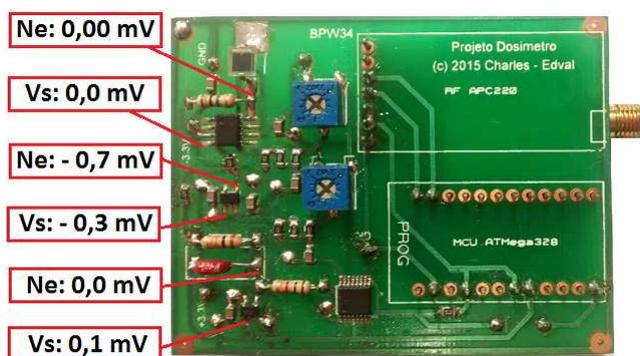


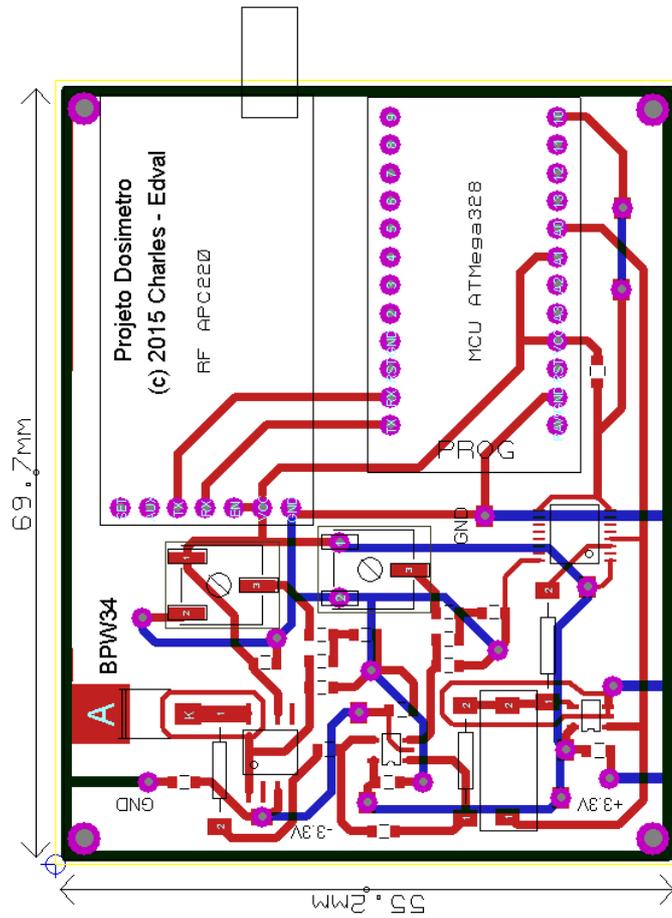
Figura B.4: Tensões após ajuste dos circuitos eletrônicos.

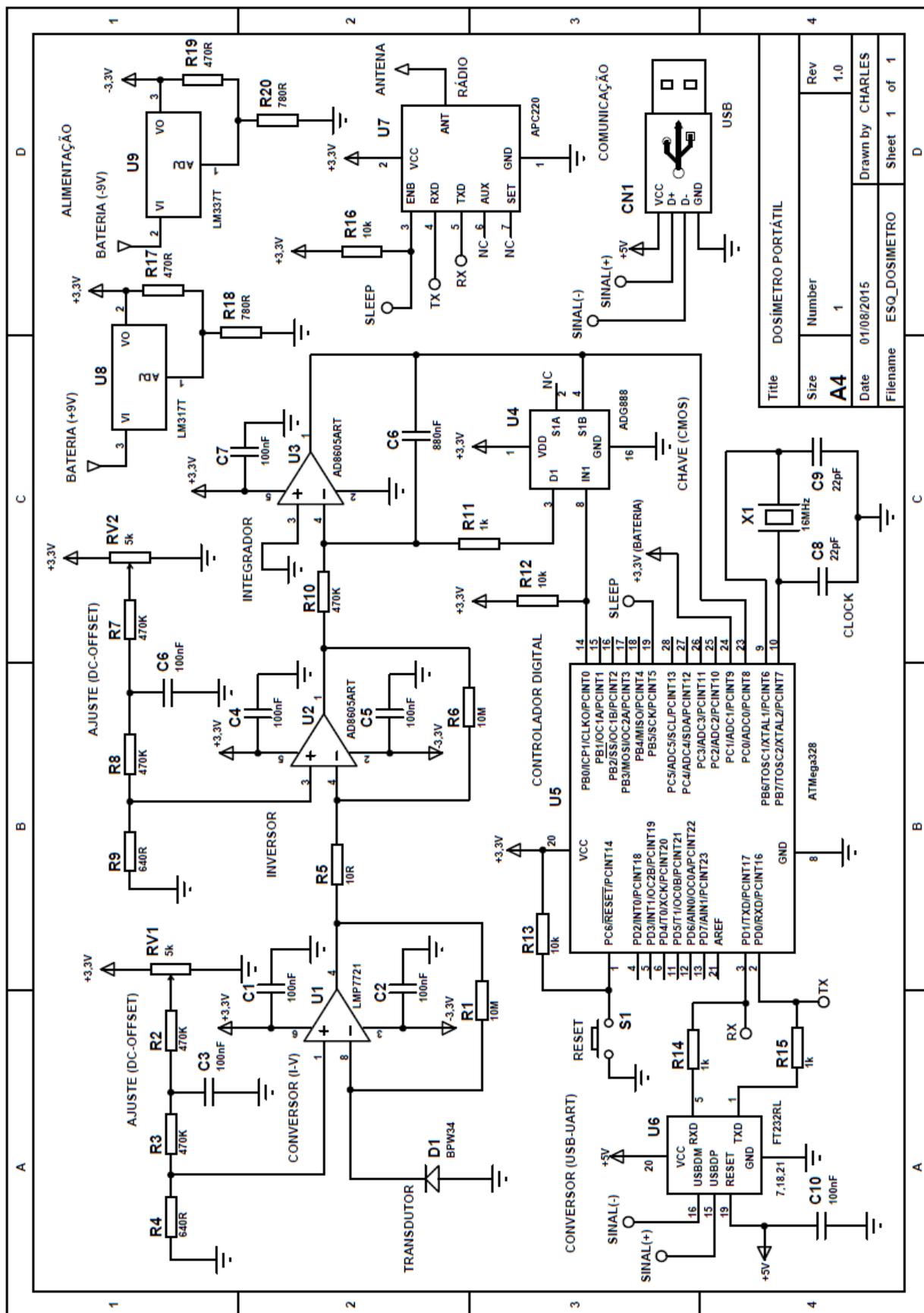
Para verificar se o ajuste foi executado corretamente, deve-se conectar o medidor radio-lógico ao sistema computacional DoseSegura V1.0 e medir o nível de tensão de saída. Se a tensão estiver elevada provavelmente o sinal lido será integrado no capacitor do amplificador integrador até chegar a saturação do dosímetro. Sendo assim, é necessário repetir todo o procedimento para reduzir a tensão de *offset* nos amplificadores operacionais.

APÊNDICE C

ESQUEMA COMPLETO DO DOSÍMETRO

C.1 Layout e Esquemático do Dosímetro





Title		DOSIMETRO PORTÁTIL	
Size	Number	Rev	Rev
A4	1	1.0	1.0
Date	01/08/2015		Drawn by CHARLES
Filename	ESQ_DOSIMETRO		Sheet 1 of 1

APÊNDICE D

MÁQUINA DE ESTADOS DO CONTROLADOR DIGITAL

D.1 Algoritmo do Sistema Embarcado

```
//*****  
//                               Projeto Dosímetro Eletrônico  
//                               (c)2015 Charles - Edval  
//                               Firmware MCU-D1 V1.2  
//                               Data: 30/07/2015, hora: 08:00.  
//*****  
  
//declaração de bibliotecas do MCU ATmega328 (Familia AVR)  
#include <TimerOne.h> //biblioteca do Timer1  
#include <avr/wdt.h> //biblioteca do watchdog (temporizador guarda)  
#include <EEPROM.h> //biblioteca da memoria EEPROM  
#include <avr/interrupt.h> //biblioteca de interrupcoes do MCU  
  
//declaracao de variaveis globais  
String SUP_comando = ""; //comando recebido pelo sistema supervisorio  
int escritaEEPROM = 0; //guarda as leituras do fotodiodo na EEPROM  
String leituraEEPROM = ""; //leitura do conteudo da memoria EEPROM  
int pinoAmpOPIntegrador = 10; //pino de controle de carga/descarga do capacitor  
int contadorBateria = 0; //determina o tempo de envio da tensao de bateria  
int indiceEscrita = 0; //endereço de escrita da memoria EEPROM  
int indiceLeitura = 0; //endereço de leitura da memoria EEPROM  
int ADC_Diodo = 0; //guarda a leitura atual do fotodiodo  
int ADC_Bateria = 0; //guarda o valor ADC da bateria
```

```

//variaveis de status
boolean novaPalavra = false; //indica quando existe nova palavra serial
boolean flagLeitura = false; //indica o inicio/fim da aquisicao de dados
boolean flagDisponivel = true; //indica a disponibilidade do dosimetro
boolean flagConexao = false; //indica o estado de conexao do dosimetro

//variavel da maquina de estados do controlador digital
int estado = 000; //estado(000 - dosimetro DESLIGADO)

//comandos do protocolo de comunicacao de dados
//sistema supervisorio - S1
String SUP_Conectar      = "#S1%C000&"; //conectar dosimetro
String SUP_LerBateria    = "#S1%C001&"; //leitura de tensao de bateria
String SUP Descarregar  = "#S1%C010&"; //descarga do capacitor do integrador
String SUP_LerFotodiodo = "#S1%C011&"; //leitura do fotodiodo
String SUP_LeituraOK     = "#S1%C100&"; //confirmacao de recebimento de dados
String SUP_ReenviarLeitura = "#S1%C101&"; //reenvio de leitura da memoria EEPROM
String SUP_Desconectar   = "#S1%C110&"; //desconectar dosimetro
String SUP_Carregar      = "#S1%C111&"; //carga do capacitor do integrador

//dosimetro_01 - D1
String DOS_Disponivel    = "#D1%I000&"; //dosimetro disponivel
String DOS_Pronto        = "#D1%I001&"; //dosimetro conectado e pronto
String DOS_Economico     = "#D1%I010&"; //dosimetro no modo economico de energia
String DOS_Normal        = "#D1%I011&"; //dosimetro no modo normal de consumo
String DOS_Desconectado  = "#D1%I100&"; //dosimetro desconectado
String DOS Descarregado  = "#D1%I101&"; //capacitor do dosimetro descarregado
String DOS_Carregando    = "#D1%I110&"; //inicia a carga do capacitor do integrador
String DOS_LeituraOK     = "#D1%I111&"; //indica que os dados estao prontos

//*****

//procedimento de inicializacao do MCU ATmega328
void setup() {
  Serial.begin(9600); //inicializacao da comunicacao serial RS232
  Timer1.initialize(1000000); //inicializacao do Timer1 de 1 s
  wdt_enable(WDTO_8S); //temporizador guarda de 8 s

  pinMode(pinoAmpOPIntegrador, OUTPUT); //pino de controle carga/descarga do capacitor
  digitalWrite(pinoAmpOPIntegrador, HIGH); //habilita modo normal de operacao
}
//*****

//loop principal da maquina de estados
void loop() {
  //temporizador guarda reinicia automaticamente o MCU apos 8 s de travamento

```

```

wdt_reset();

//status de disponibilidade do dosimetro eletronico
if (flagDisponivel == true) {
    Serial.print(DOS_Disponivel); //informacao do dosimetro disponivel (desconectado)

    estado = 001; //estado(001 - dosímetro PRONTO)
}

//status de nova palavra serial (RXTX)
if (novaPalavra) {

    //comando para conectar dosimetro D1
    if (SUP_comando == SUP_Conectar) {
        Serial.print(DOS_Pronto); //informacao de dosimetro conectado e pronto
        flagDisponivel = false; //interrompe a mensagem de dosimetro disponivel
        flagConexao = true; //indica que o dosimetro esta conectado

        estado = 010; //estado(010 - dosímetro CONECTADO)
    }

    //comando para desconectar dosimetro D1
    if (SUP_comando == SUP_Desconectar) {
        Serial.print(DOS_Desconectado);
        Timer1.detachInterrupt(); //desabilita o Timer1 e a chamada de LeituraDiodo()
        flagDisponivel = true; //exibe a mensagem de dosimetro disponivel
        flagConexao = false; //indica que o dosimetro esta desconectado
        flagLeitura = false; //desabilita o Timer1 e interrompe aquisicao de dados

        estado = 101; //estado(101 - dosímetro DESCONECTADO)
    }

    //executa apenas se o dosimetro estiver conectado
    if (flagConexao == true) {
        //comando para leitura do sinal do fotodiodo
        if (SUP_comando == SUP_LerFotodiodo) {
            Timer1.attachInterrupt(leituraDiodo); //habilita o Timer1 com a leitura fotodiodo
            flagDisponivel = false; //indica que o dosimetro esta conectado
            flagLeitura = true; //habilita a execucao do procedimento Timer1

            estado = 111; //estado(111 - dosímetro ADQUIRINDO DADOS "diodo")
        }

        //comando para leitura de tensao de bateria
        if (SUP_comando == SUP_LerBateria) {
            int ADC_Bateria = analogRead(1); //canal analogico (1) leitura de tensao da bateria

```

```

flagDisponivel = false; //indica que o dosimetro esta conectado

estado = 011; //estado(011 - dosímetro ADQUIRINDO DADOS "bateria")
enviarDados(ADC_Bateria, estado); //chamada do procedimento para envio de dados
}

//comando para descarregar o capacitor do integrador
if (SUP_comando == SUP Descarregar) {
    digitalWrite(pinoAmpOPIntegrador, LOW); //liga a chave CMOS para descarga
    delay(10);
    Serial.print(DOS Descarregado); //informacao do capacitor descarregado

    estado = 010; //estado(010 - dosímetro CONECTADO)
}

//comando para iniciar a carga do capacitor do integrador
if (SUP_comando == SUP Carregar) {
    digitalWrite(pinoAmpOPIntegrador, HIGH); //desliga a chave CMOS para carregar o capacitor
    delay(10);
    Serial.print(DOS Carregando); //informacao do dosimetro em modo normal

    estado = 010; //estado(010 - dosímetro CONECTADO)
}

//comando para confirmacao de dados disponiveis
if (SUP_comando == SUP LeituraOK) {
    Serial.print(DOS LeituraOK); //indica dados disponiveis

    estado = 010; //estado(010 - dosímetro CONECTADO)
}

//comando para reenvio de dados
if (SUP_comando == SUP ReenviarLeitura) {
    cli(); //pausa todas interrupcoes e executa apenas a leitura da memoria EEPROM

    String conteudoEEPROM = ""; //guarda todo conteudo da EEPROM
    int leituraAUX = 0; //inicializa a leituraAUX para proxima leitura
    indiceLeitura = 0; //inicializa o indice da EEPROM

    //leitura da memoria EEPROM com 64 dados armazenados (1 minuto de informacao)
    while (indiceLeitura < 64) {
        leituraEEPROM = String(EEPROM.read(indiceLeitura)); //leitura da memoria EEPROM
        leituraAUX = (leituraEEPROM.toInt()) * 4; //converte em valores compreendidos entre 0 e 1023

        //concatena o cabecalho da palavra "#M1%" com os dados da EEPROM
        if (indiceLeitura == 0) {

```

```

    conteudoEEPROM += "#M1%";
}

//formata o campo de dados da memoria EEPROM ("#MX%YYYY$YYYY...$YYYY&")
if (leituraAUX >= 0 && leituraAUX < 10) {
    //concatena valores da EEPROM entre 0 e 10
    if (indiceLeitura == 63) {
        conteudoEEPROM += String("000" + String(leituraAUX) + "&");
    } else {
        conteudoEEPROM += String("000" + String(leituraAUX) + "$");
    }
} else if (leituraAUX > 10 && leituraAUX < 100) {
    //concatena valores da EEPROM entre 10 e 100
    if (indiceLeitura == 63) {
        conteudoEEPROM += String("00" + String(leituraAUX) + "&");
    } else {
        conteudoEEPROM += String("00" + String(leituraAUX) + "$");
    }
} else if (leituraAUX > 100 && leituraAUX < 1000) {
    //concatena valores da EEPROM entre 100 e 1000
    if (indiceLeitura == 63) {
        conteudoEEPROM += String("0" + String(leituraAUX) + "&");
    } else {
        conteudoEEPROM += String("0" + String(leituraAUX) + "$");
    }
} else if (leituraAUX > 1000) {
    //concatena valores da EEPROM maior 1000
    if (indiceLeitura == 63) {
        conteudoEEPROM += String(String(leituraAUX) + "&");
    } else {
        conteudoEEPROM += String(String(leituraAUX) + "$");
    }
}

//transmite todos os dados da EEPROM pela serial
if (indiceLeitura == 63) {
    Serial.print(conteudoEEPROM);

    //evita estouro da memoria EEPROM
    indiceLeitura = 0; //inicializa o indice da EEPROM
    conteudoEEPROM = ""; //inicializa a variavel conteudoEEPROM
    break; //encerrar o loop
}

leituraEEPROM = ""; //inicializa a leituraEEPROM para proxima leitura
leituraAUX = 0; //inicializa a leituraAUX para proxima repeticao

```

```

        indiceLeitura++; //incrementa o indice da EEPROM
    }
    sei(); //reativa todas interrupcoes (serial, Timer1, EEPROM)

    estado = 010; //estado(010 - dosímetro CONECTADO)
}
}
//reinicializa as variaveis para o proximo ciclo
SUP_comando = "";
novaPalavra = false;
}
delay(1000); //delay de 1 s
}
//*****

//procedimento para capturar evento de comunicacao serial (RXTX)
void serialEvent() {
    //captura os caracteres da palavra serial
    while (Serial.available()) {
        char caracter = (char)Serial.read();
        SUP_comando += caracter;
        //identifica o fim da palavra serial
        if (caracter == '&') {
            novaPalavra = true;
        }
    }
}
}
//*****

//Procedimento para leitura do sinal do fotodiodo BPW34 com Timer1
void leituraDiodo() {
    //executa o Timer1 a partir do comando de aquisicao de dados
    if (flagLeitura) {
        //leitura da tensao de bateria a cada 60 segundos
        if (contadorBateria == 0 || contadorBateria > 59) {
            ADC_Bateria = analogRead(1); //canal analogico (1) leitura de tensao da bateria

            estado = 011; //estado(011 - dosímetro ADQUIRINDO DADOS "bateria")
            enviarDados(ADC_Bateria, estado); //chamada do procedimento para envio de dados

            if (contadorBateria > 59) {
                contadorBateria = 0; //inicializa o tempo de leitura de bateria
            }
            else {
                contadorBateria++; //incremento do tempo de leitura da bateria
            }
        }
    }
}
}

```

```

}

ADC_Diodo = analogRead(0); //leitura do canal (0) fotodiodo
escritaEEPROM = ADC_Diodo / 4; //converte em valores compreendidos entre 0 e 255
EEPROM.write(indiceEscrita, escritaEEPROM); //guarda os dados na memoria EEPROM

if (indiceEscrita == 63) { //quantidade de leituras do fotodiodo 64 (maximo 1024 leituras)
    indiceEscrita = 0; //inicializa o indice da memoria EEPROM
}
else {
    indiceEscrita ++; //incremento do indice da memoria EEPROM
}

estado = 111; //estado(111 - dosimetro ADQUIRINDO DADOS "diodo")
enviarDados(ADC_Diodo, estado); //chamada do procedimento para envio de dados

//valor limite do ADC para evitar saturacao na leitura do dosimetro
if (ADC_Diodo > 500) {
    digitalWrite(pinoAmpOPIntegrador, LOW); //liga a chave CMOS para descarga
    delay(500); // 500 ms para descarregar o capacitor
    digitalWrite(pinoAmpOPIntegrador, HIGH); //desliga a chave CMOS para carregar o capacitor

    Serial.print(DOS Descarregado); //informacao do capacitor descarregado
    ADC_Diodo = 0; // reinicializa a variavel de leitura do ADC fotodiodo
}
}
}
}
//*****

//procedimento para envio e formatacao de dados
void enviarDados(int valorADC, int ciclo) {
    String dados = String(valorADC); //conversao de inteiro para string
    String pacote = ""; //formata a palavra do protocolo de comunicacao

    //formata a leitura dos dados de bateria
    if (ciclo == 011) {
        //formata o campo de dados e coloca em pacote
        if (valorADC >= 0 && valorADC < 10) {
            pacote = String("#B1%000" + dados + "&");
            //transmite a variavel pacote "#BX%YYYY&"
            Serial.print(pacote);
        }
        else if (valorADC >= 10 && valorADC < 100) {
            pacote = String("#B1%00" + dados + "&");
            //transmite a variavel pacote "#BX%YYYY&"
            Serial.print(pacote);
        }
    }
}

```

```

    }
    else if (valorADC >= 100 && valorADC < 1000) {
        pacote = String("#B1%0" + dados + "&");
        //transmite a variavel pacote "#BX%YYYY&"
        Serial.print(pacote);
    }
    else if (valorADC >= 1000) {
        pacote = String("#B1%" + dados + "&");
        //transmite a variavel pacote "#BX%YYYY&"
        Serial.print(pacote);
    }
}

//formata a leitura dos dados do fotodiodo
if (ciclo == 111) {
    //formata o campo de dados e coloca em pacote
    if (valorADC >= 0 && valorADC < 10) {
        pacote = String("#F1%000" + dados + "&");
        //transmite a variavel pacote "#FX%YYYY&"
        Serial.print(pacote);
    }
    else if (valorADC >= 10 && valorADC < 100) {
        pacote = String("#F1%00" + dados + "&");
        //transmite a variavel pacote "#FX%YYYY&"
        Serial.print(pacote);
    }
    else if (valorADC >= 100 && valorADC < 1000) {
        pacote = String("#F1%0" + dados + "&");
        //transmite a variavel pacote "#FX%YYYY&"
        Serial.print(pacote);
    }
    else if (valorADC >= 1000) {
        pacote = String("#F1%" + dados + "&");
        //transmite a variavel pacote "#FX%YYYY&"
        Serial.print(pacote);
    }
}

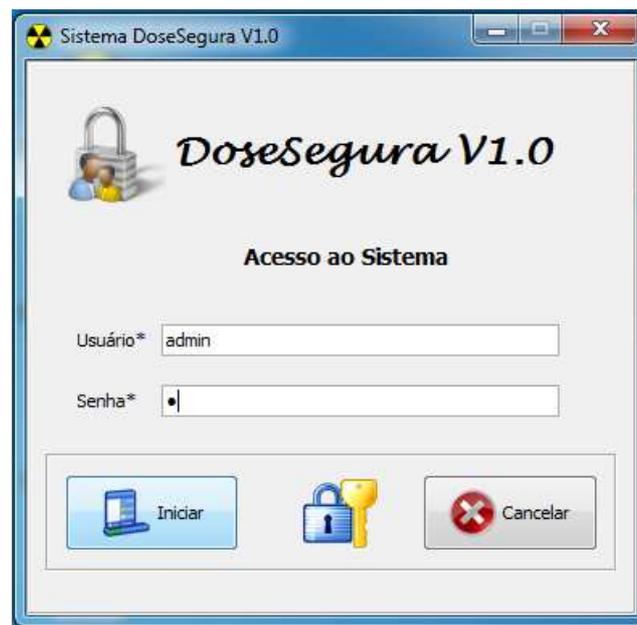
estado = 100; //estado(100 - dosímetro TRANSMITINDO DADOS)
}
//*****

```

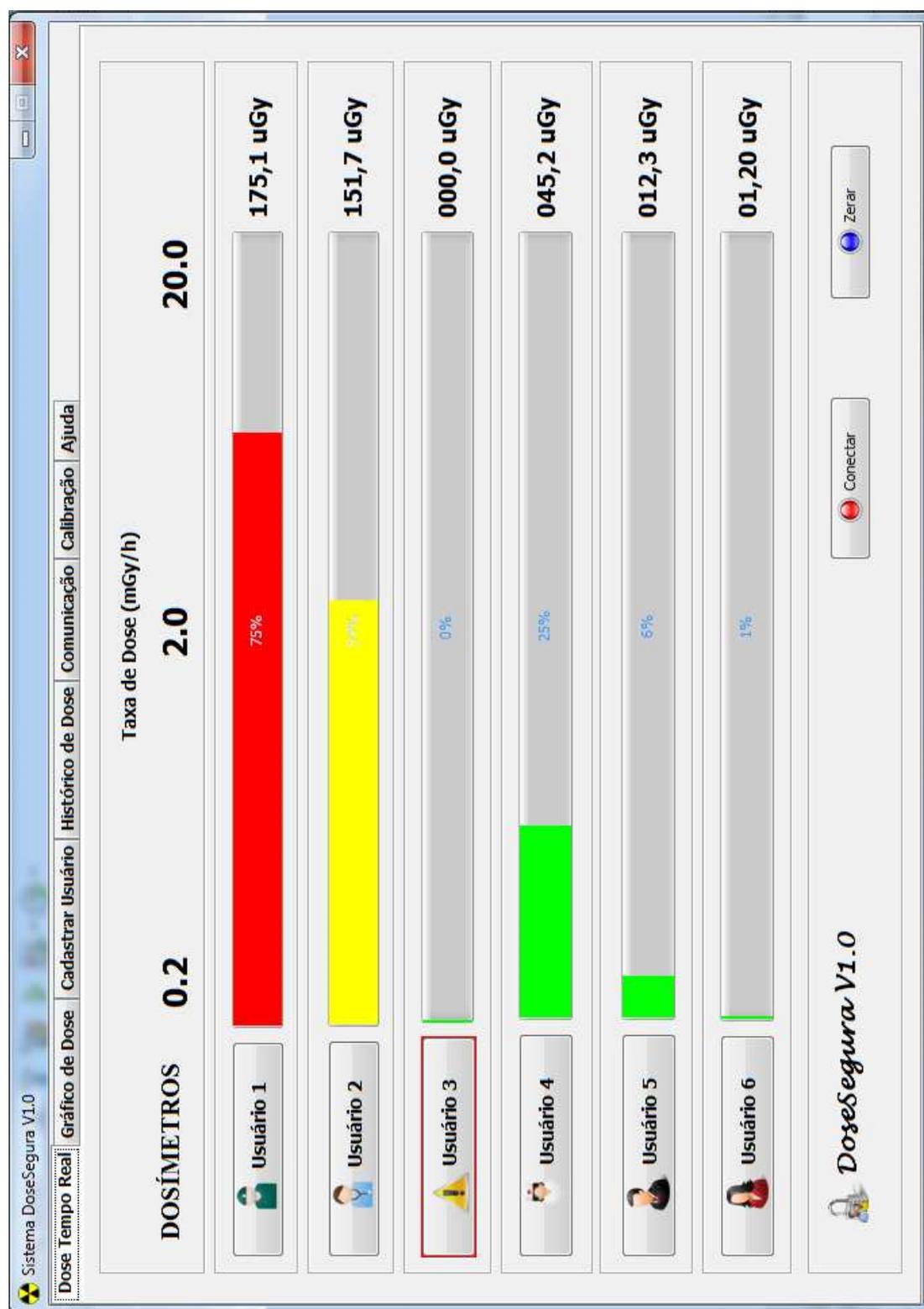
APÊNDICE E

INTERFACE DO SISTEMA COMPUTACIONAL

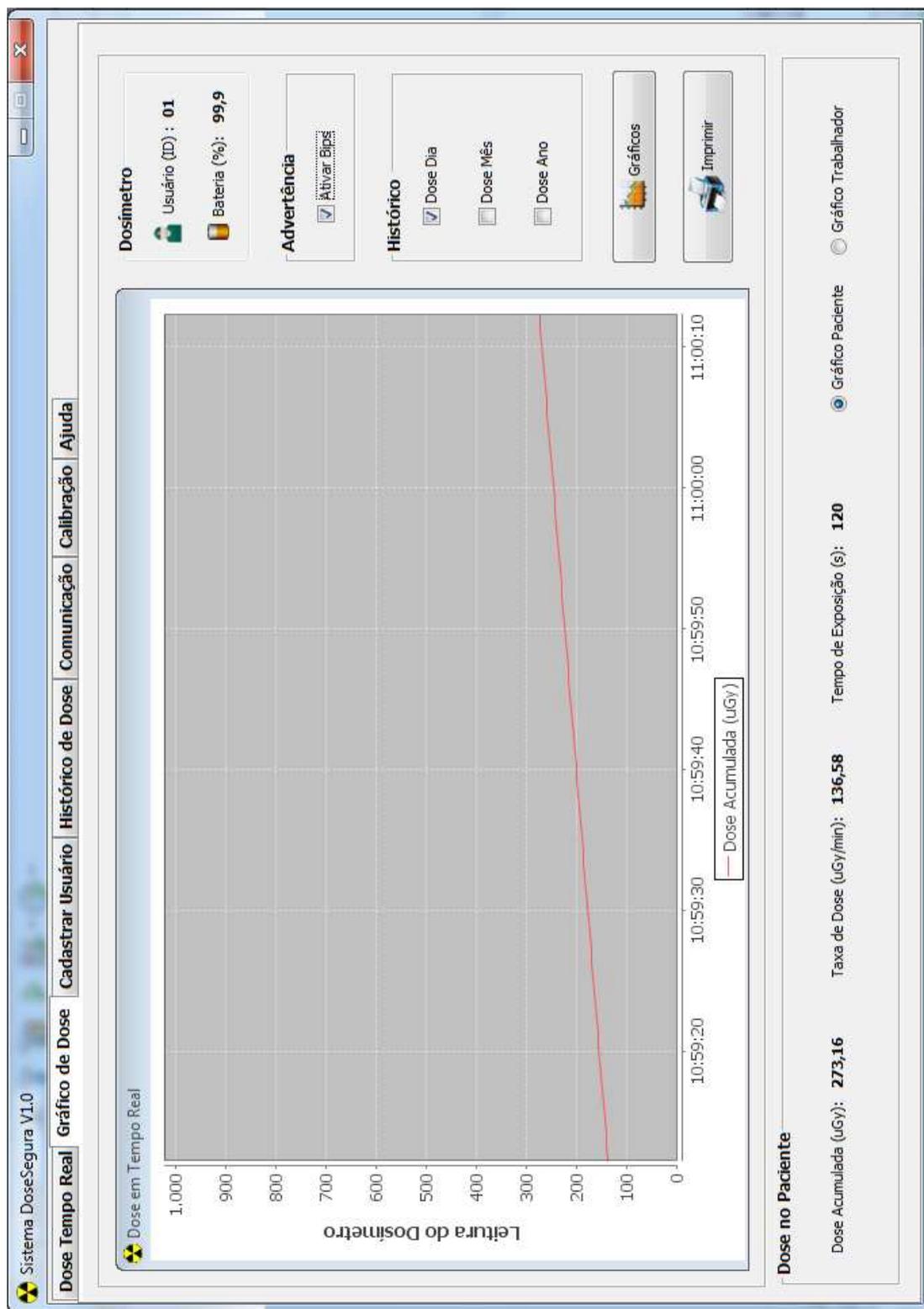
E.1 Tela de Login

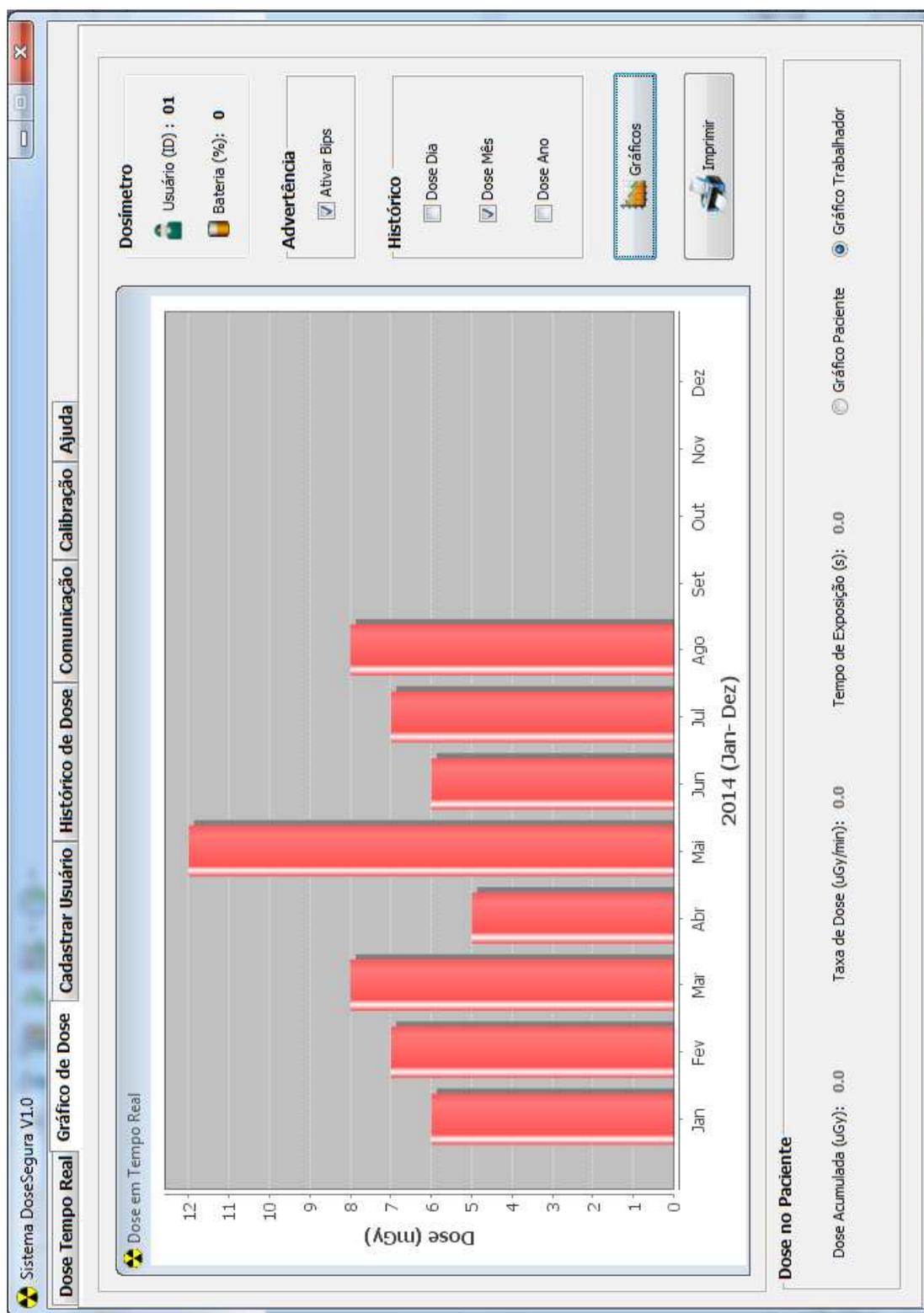


E.2 Tela de Dose em Tempo Real



E.3 Tela de Dose Paciente ou Ocupacional





E.4 Tela de Cadastro de Usuário

Sistema DoseSegura V1.0

Dose Tempo Real | Gráfico de Dose | Cadastrar Usuário | Histórico de Dose | Comunicação | Calibração | Ajuda

Identificação

Código (BD): Nome:
Matrícula: Dosímetro (ID): Data de Nascimento:

Profissão

Cargo: Setor:

Endereço

Endereço:
Bairro: Cidade: UF: CEP:

Telefones

Telefone: E-mail:

Foto

Imagem 110x110 (.png):

Opções

E.5 Tela do Histórico de Dose

Sistema DoseSegura V1.0

Dose Tempo Real | Gráfico de Dose | Cadastrar Usuário | Histórico de Dose | Comunicação | Calibração | Ajuda

Banco de Dados

Digite Nome: Charles Nilton

Adicionar

Remover

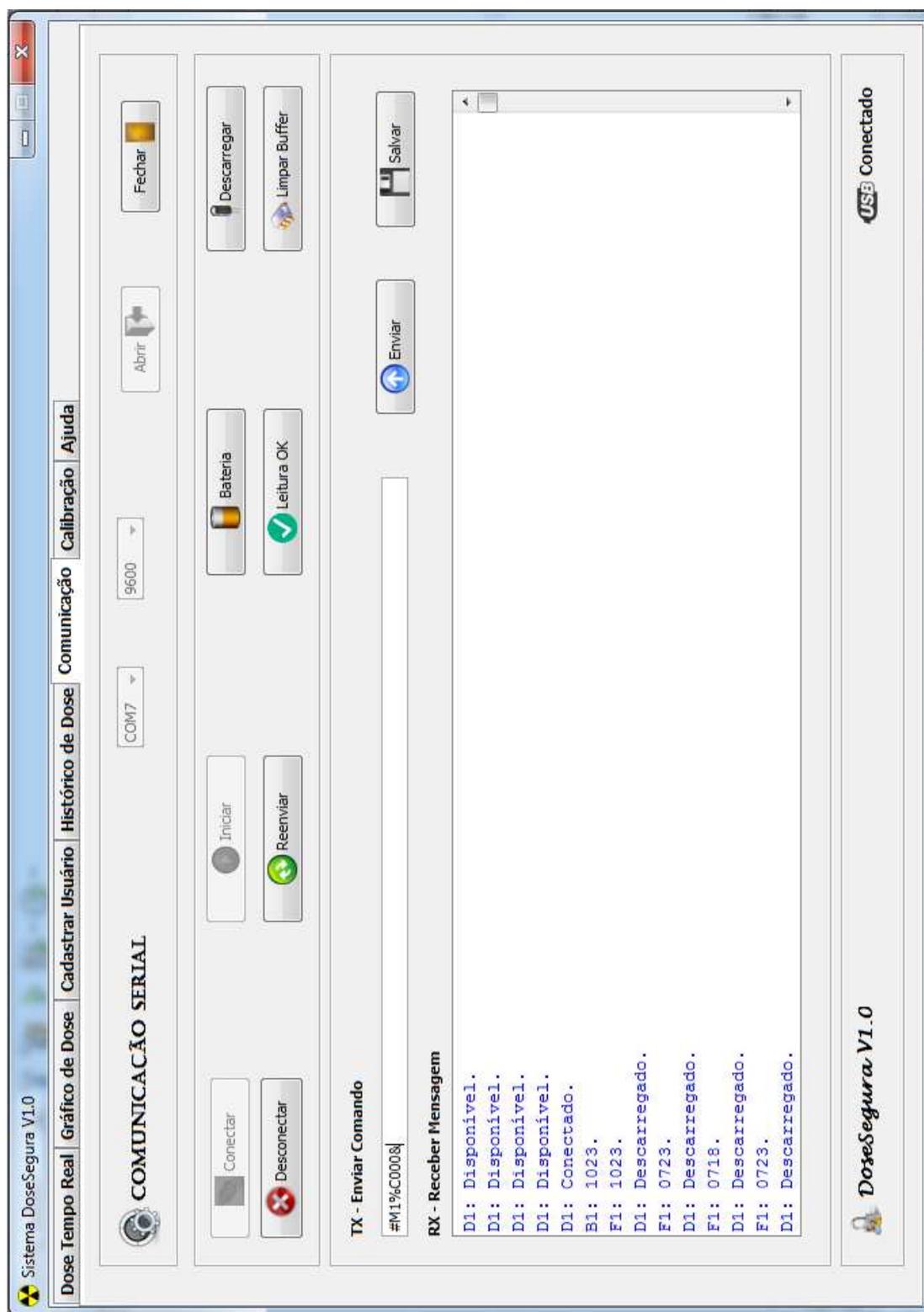
Atualizar

Exportar

Pesquisar

Código	Nome	Cargo	Dose dia	Dose Mes	Dose ano	Dose acumulada
	Charles Nilton	1	100	200		

E.6 Tela de Comunicação Serial



E.7 Tela de Calibração dos Dosímetros

Sistema DoseSegura V1.0

Dose Tempo Real | Gráfico de Dose | Cadastrar Usuário | Histórico de Dose | Comunicação | Calibração | Ajuda

Identificação

Nome do Usuário:

Dosímetro

Código (ID): 

Última Calibração: Hp (d):

Fatores de Correção:

Equivalente de Dose Pessoal

Selecione o HP(d): HP 10

Fator de Calibração

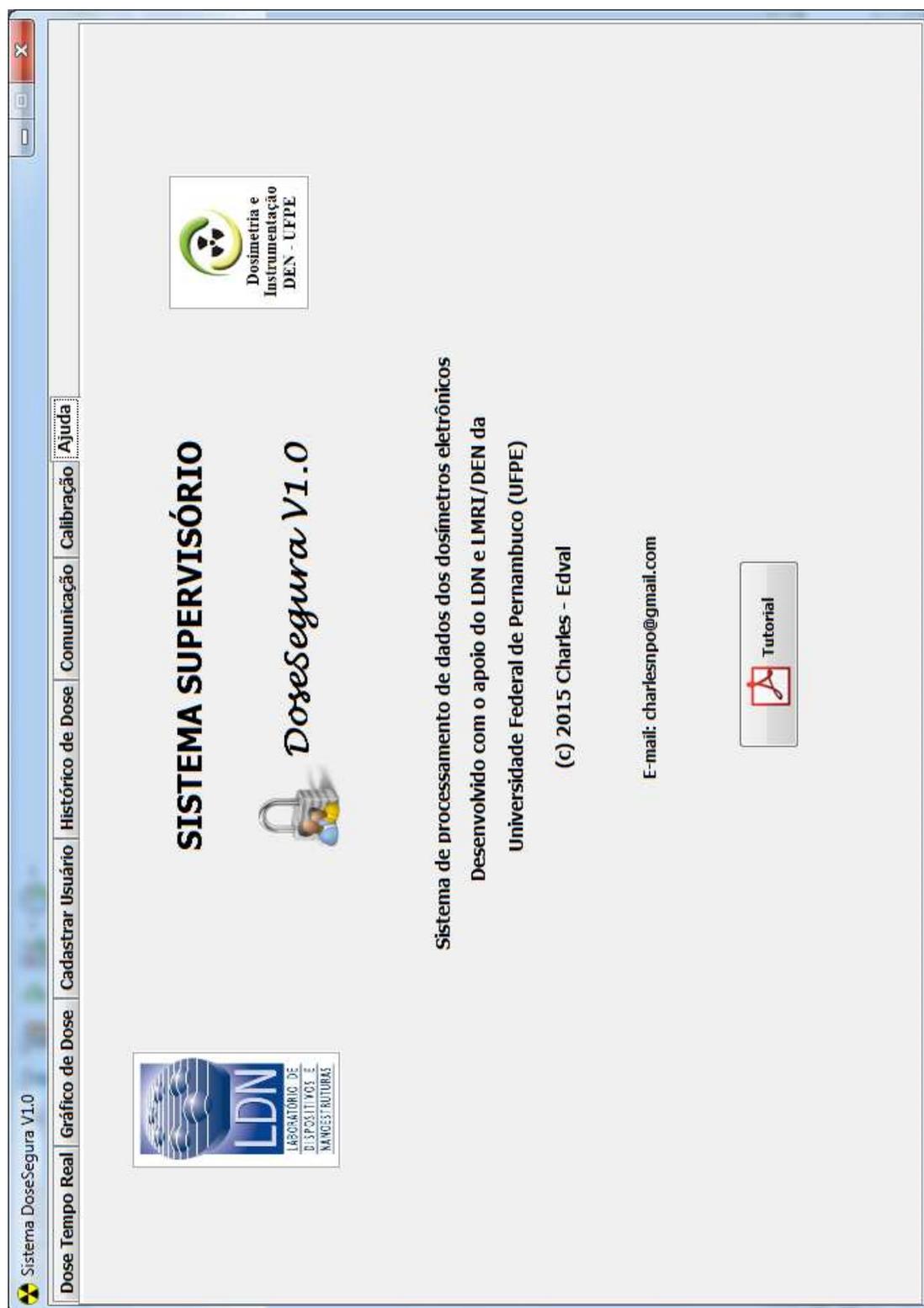
N40	0,0	N60	0,0	N80	0,0	N100	0,0	N120	0,0	Cs137	0,0	Co60	0,0
RQR2	0,0	RQR3	0,0	RQR4	0,0	RQR5	0,0	RQR6	0,0	RQR8	0,0	RQR10	0,0

Observações

Fator de Calibração

Atualizado com sucesso!

E.8 Tela de Ajuda com Tutorial



REFERÊNCIAS

ALMEIDA, J.A.; ALONSO, T.C.; NOGUEIRA, M.S. **Dose levels in medical staff at hemodynamics services in Minas Gerais State, Brazil: Preliminary results.** Radiat Meas. 2008; 43(2):917-20.

ARCHER, B.R. E WAGNER, L.K. **Protecting patients by training physicians in fluoroscopic radiation management.** J Appl Clin Med Phys, 2000;1(1):32-7.

ARCHER, B.R. **Recent History of the Shielding of Medical X-Ray Imaging Facilities.** Health Physics, v 88, n. 6, p. 579-586, 2005.

ATTIX, F.H. **Introduction on radiological physics and radiation dosimetry.** 2nd ed. Wienheim: Wiley-VCH, 2004.

AVIZIENIS, A.; JEAN-CLAUDE, L.; RANDELL, B.. **Fundamental concepts of dependability.** Relatório Técnico N01145, LAAS-CNRS, 2011.

BAKER, D.G. **How significant are the risks from occupational exposure to ionizing radiation.** Appl radiol., v. 18, n 9 p 19-21, 24, 1989.

BALTER, S. **Methods for measuring fluoroscopic skin dose.** Pediatric Radiology, v. 36, n.2, p. 136-140, 2006.

BATISTA, E.V. **Sistema dosimétrico microcontrolado, baseado em detectores semicondutores, para análise de desempenho de equipamentos mamográficos.** Tese de doutorado, Universidade Federal de Pernambuco, 2006.

BASILI, V.; DONZELLI, P.; ASGARI, S. **A unified model of dependability: Capturing dependability in context.** IEEE Software Journal, 21(4), Novembro 2004.

BOGART E THEODORE, F. **Dispositivos e circuitos eletrônicos.** Makron Books Ltda, vol. II 3a Ed. São Paulo, 2000.

BOYLESTAD E ROBERT, L. **Dispositivos eletrônicos e teoria de circuitos**. 8.ed. - São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2004.

BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE. Portaria 453, 1 jun. 1998. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Brasília: Diário Oficial da República Federativa do Brasil, Poder Executivo, 02 jun. 1998, seção 1, Brasil, Ministério do Trabalho e Emprego. Portaria 485, 11 nov. 2005. NR 32: Segurança e saúde no trabalho em serviços de saúde. Diário Oficial da República Federativa do Brasil, Poder Executivo, Brasília, DF, 16 nov. 2005, seção 1, p. 80.

BUSHONG, S.C. **Radiologic science for technologists: physics, biology and protection**. St. Louis: Elsevier; Mosby, 2004, 638 p.

BUSHONG, S.C. **Ciência radiológica para tecnólogos**. Editora Elsevier Ltda., 9a ed., 709 pg., Rio de Janeiro, 2010.

BUENO, C.C. et al. **Evaluation of a multi-guard ring (MGR) structure diode as diagnostic X-ray dosimeter**. Nucl. Instrum. and Methods Phys. Res., v.A371, p. 460, 1996.

CEC - COMMISSION OF EUROPEAN COMMUNITIES. **European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images**. EUR16260, 1996. BALTER, S. **Methods for measuring fluoroscopic skin dose**. Pediatric radiology, v 36, n. 2, p. 136 - 140, 2006.

CHIDA, K.; SAITO, H.; OTANI, H.; KOHZUKI, M.; TAKAHASHI, S.; YAMADA, S.; SHIRATO, K.; ZUGUCHI, M. **Relationship between fluoroscopic time, dose-area product, body weight and maximum radiation skin dose in cardiac interventional procedures**. American Journal of Roentgenology, v. 186, p. 774-778, 2006.

CHONG, N.S.; YIN, W.S.; CHAN, P.; CHENG, M.C.; KO, H.L.; JENG S.C.; LEE, J.J. **Evaluation of absorbed radiation dose to working staff during cardiac catheterization procedures**. In: Zhonghua Yi Xue Za Zhi (Taipei), Taiwan, 2000. 63 p.

CNEN - COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Diretrizes básicas de radioproteção: recomendações e definições**. CNEN-NN-3.01. CNEN, Rio de Janeiro, 2005. Resolução CNEN 114/2011 (Alteração do item 5.4.2.1). Publicação D.O.U. em 01.09.2011.

DOQ-CGCRE, INMETRO-008. **Orientações sobre validação de métodos de ensaios em laboratório**. Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia, p. 1-35, 2003.

PHILIPS. **Equipamentos e acessórios para monitoramento ocupacional, DOSE-AWARE.** Disponível em: <<http://www.healthcare.philips.com/main/products/solutions/doseaware/>> Acesso em: 28 nov. 2014.

FARNELL. **Equipamentos, acessórios e componentes eletrônicos.** Disponível em: <<http://www.farnellnewark.com.br/fotodiado60v70pf900nmangulo65ot05dip,product,32C9150,4406761.aspx>> Acesso em: 02 jul. 2015.

FAULKNER, K. **Radiation protection in interventional radiology.** Br. J. Radiol. 70: 325-6, 1997.

FAULKNER, K. E MARSHALL, N.W. **The relationship of effective dose to personnel and monitor reading for simulated fluoroscopic irradiation conditions.** Health Phys. 1993; 64 (5):502-8.

FREITAS, M.B. **Panorama das exposições médicas em radiologia convencional no estado de São Paulo.** Tese de doutorado, Instituto de Física da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

GRONCHI, C.C E CAMPOS, L.L. **Análise das doses individuais da equipe médica do serviço de hemodinâmica de um hospital público do estado de São Paulo.** In: CONGRESSO BRASILEIRO DE FÍSICA MÉDICA 8, 2003, Porto Alegre, Anais. Rio Grande do Sul: PUCRS, 2003.

GROSSWENDT, B. **The angular dependence and irradiation geometry factor for the dose equivalent for photons in slab phantoms of tissue-equivalent material and PMMA,** Radiation Protection Dosimetry v. 35, n. 4, p. 221-235, 1991.

HAMAMATSU. **Catalogue of Hamamatsu Photonics X ray detectors - Si Photodiodes.** Disponível em <<https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/ssd/e09-handbook-xray-detectors.pdf> > Acessado em: 26/10/2015.

HART, D.; HILLIER, M.C.; WALL, B.F. **Doses to patients from medical X-Ray examinations from UK - 2000 Review.** National Radiological Protection Board, Oxon: NRPB-W14, 2002.

HENDERSON, K.H.; STRAUSS, K.J.; TREVES, S.T.; ROCKOFF, M.A. **Radiation exposure of anesthesiologists.** In: Department of Anesthesia, Boston, 37-41 p., 1994.

IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for safety of radiation sources.** Safety Series 115, IAEA, Vienna, 1996.

IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students.** AUSTRIA: IAEA, 2005. 696 p.

IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Training material on radiation protection in cardiology: patient dose management - Equipment Physical Factors.** Disponível em: <http://www.iaea.org/rpop.iaea.org/Training_Cardiology/CARD-L05-Standards-and-Guidance-WEB.ppt> Acesso em: 28 nov. 2008.

IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Establishing guidance levels in x ray guided medical interventional procedures: a pilot study.** IAEA Safety Report Series 59. Vienna, 2009.

IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Radiation protection of patients. IAEA Cataract study. AEA activity on retrospective evaluation of lens injury and dose (RELID) [Internet].** [cited 2013 July 2]. Available from: <https://rpop.iaea.org/rpop/rpop/content/news/relic-cataract-study.htm>

ICRU - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Determination of dose equivalents resulting from external radiation source.** Bethesda: MD, 1985 (ICRU - 39).

ICRU - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Measurement of dose equivalents from external photon and electron radiations.** Bethesda: MD, 1992 (ICRU - 47).

ICRU - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Quantities and in radiation protection dosimetry.** Bethesda: MD, 1993, 17 p. (ICRU - 51).

ICRU - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Patient dosimetry for X-rays used in medical imaging.** ICRU Report 74. Journal of the ICRU, Bethesda, v. 5, n. 2, 2005.

ICRP - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Recommendations of the international commission on radiological protection.** Annals of the ICRP, v.22, n. 1/3, 1991 (ICRP 60).

ICRP - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Radiological protection and safety in medicine.** Publication 73, Pergamon Press, Oxford 1996.

ICRP - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures.** Publication 85, Annals of the ICRP. v. 30 n. 2. ICRP; Vienna 2000.

ICRP - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection.** ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4), 2007.

IEC - INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical diagnostic X-ray equipment - Radiation conditions for use in the determination of characteristics.** Set. 1994, Genève (IEC 1267).

IEC - INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. Report 60601: medical electrical equipment-part 2-43: particular requirements for the safety of X-ray equipment for interventional procedures. 60601-2-43. Geneva, Switzerland: IEC, 2000.

IEC - INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical diagnostic X-ray equipment. Radiation conditions for use in the determination of characteristics.** IEC 61267, 2005.

IEC - INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. Radiation protection instrumentation - Passive integrating dosimetry systems for personal and environmental monitoring of photon and beta radiation. IEC 62387, 2012.

IEEE - INSTITUTE OF ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERS. Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators - Common Functions, Communication Protocols, and Transducer Electronic Data Sheet (TEDS) Formats. IEEE Std 1451.0, 2007.

IPADOVANI, R. E RODELLA, C.A. **Staff dosimetry in interventional cardiology.** Radiation Protection Dosimetry. Vol.94 N. 1-2, pp.99-103, 2001.

IRD - INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA. **Grandezas e unidades para radiação ionizante: recomendações e definições.** Rio de Janeiro - Dezembro de 2002 - Revisado em Outubro de 2011.

ISO - INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. X and Gamma reference radiation for calibrating dosimetry and dose rate and for determining their response as a function of photon energy; **calibration of area and personal dosimeters of their response as a function of energy and angle of incidence.** ISO 4037, 1999.

ISO - INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **Accuracy (trueness and precision) of Measurement Methods and Results.** Part 1: General principles and definitions. Statistical methods for quality control. Geneva, ISO 5725-1, 1994.

ISO - INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **Accuracy (trueness and precision) of Measurement Methods and Results.** Part 2: Basic method for the determination of repeatability and

reproducibility of a standard measurement method. Geneva, ISO 5725-2, 1998.

ISO - INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **Accuracy (trueness and precision) of Measurement Methods and Results**. Part 3: Intermediate Measures of Precision of a Standard Measurement Method. ISO 5725-3, 2001.

ISO - INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **Accuracy (trueness and precision) of Measurement Methods and Results**. Part 6: Use in practice of accuracy values. Geneva, ISO 5725-6, 2001.

KANEKAWA, N.; IBE, H.; SUGA, T.T.; UEMATSU, Y. **Dependability in electronic systems**. Springer, 2010.

KOENIG, T.R.; WAGNER, L.K.; METTLER, F.A.; WOLFF, D. **Radiation injury to the skin caused by fluoroscopic procedures: Lessons on radiation management [Internet]**. The University of Texas Health Science Center at Houston. [cited 2009 Jul 20]. Acessado em: www.uth.tmc.edu/radiology/exhibits/koenig-wagner/index.htm.

KHOURY, H.; MELO, F.; LIRA, C. **Utilização de fotodiodos como detectores de radiação ionizante**. Nproc. Symp. II Congresso de Físicos em Medicina SP, 82-85, 1987.

KHOURY, H.J. **Uso de fotodiodos comerciais para espectrometria e dosimetria das radiações ionizantes**. Tese apresentada em Concurso Público ao cargo de Professor Titular da UFPE, 1999.

KONEX. **Linha completa de medidores radiológicos RaySafe**. Disponível em: <http://www.konex.com.br> Acessado em: 31 jul. 2015.

LACERDA, M.A. **Análise crítica da medida da camada semi-redutora em radiologia diagnóstica**. 2002. 182 f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) - Universidade Federal de Minas Gerais, 2002.

LACERDA, M.A. **Dosimetria e aspectos de proteção radiológica em exames radiográficos convencionais pediátricos realizados em Belo Horizonte**. 2007. 183 f. Tese (Doutorado em Tecnologias Energéticas e Nucleares) - Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, 2007.

LAFRAIA E JOÃO R.B. **Manual de confiabilidade, manutenibilidade e disponibilidade**. 374 pgs, Editora Qualitymark, ISBN 85-7303-294-4. Rio de Janeiro, 2001.

LALOND; DAVID, E.; ROSS JOHN A. **Princípios de dispositivos e circuitos eletrônicos**. Makron Books Ltda, vol. I. São Paulo, 1999.

LAPRIE, J.C. Dependability: von concepts to limits. **In: Proceedings of the IFIP international workshop on dependable computing and its applications**. DCIA 98, Johannesburg, South Africa, January 12-14, 1998. p. 108-126.

LIMACHER, M.C.; DOUGLAS, P.S.; GERMANO, G.; LASKEY, W.K.; LINDSAY, B.D.; MCKETTY, M.H.; MOORE, M.E.; PARK, J.K.; PRIGENT, F.M.; WALSH, M.N. **ACC expert consensus document, radiation safety in the practice of cardiology**. JACC, v. 31, 1998.

MARGARETE, C.G. E TEÓGENES, A.S. **Caracterização de feixes de raios X pulsados para testes de desempenho de dosímetros eletrônicos**. Programa de Ciência e Tecnologia das Radiações Minerais e Materiais, CDTN/CNEN, Belo Horizonte MG, 2013.

MARGULIS, A.R. **Interventional diagnostic radiology - a new subspecialty**. Am j Radiol. 1967; 99: 671 - 762.

MARTIN, C.J. **Radiation dosimetry for diagnostic medical exposures**. Radiation Protection Dosimetry, v. 128, n. 4, p. 389-412, 2008.

MCT - MINISTÉRIO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA. **Grandezas e unidades para radiação ionizante: recomendações e definições**. Rio de Janeiro - Dezembro de 2002- Revisado em Outubro de 2011.

MELO, F.A. **Desenvolvimento de um dosímetro para radiação gama utilizando fotodiodo**. Dissertação de mestrado, Universidade Federal de Pernambuco, 1988.

MELO, F.A. **Desenvolvimento de um sistema dosimétrico para controle de qualidade de equipamentos de raios X odontológicos**. Tese de doutorado, Universidade Federal de Pernambuco, 2002.

ANVISA - SECRETARIA DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Portaria 453 de 01-06- 1998. Publicado no DOU de 02-06-1998.

NCRP - NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. Medical x-ray, electron beam, and gamma-ray protection for energies up to 50 MeV (equipment design, performance, and use). **NCRP report no.102**. Bethesda, Md: NCRP, 1989.

OKUNO E YOSHIMURA. **Física das radiações/Emico Okuno, Elisabeth Yoshimura.** - São Paulo, SP: Oficina de Textos, 2010.

OLIVEIRA, P.M. **Análise de parâmetros característicos de feixes de raios X diagnóstico para calibração de dosímetros.** 2008. 124 f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) - Universidade Federal de Minas Gerais, 2008.

OPTODIODE. **Equipment, accessories and electronic components.** Disponível em: <<http://optodiode.com/products.html>> Acesso em: 05 Ago. 2015.

PADOVANI, R.; QUAI, E. **Patient dosimetry approaches in interventional cardiology and literature dose data review.** Radiation Protection Dosimetry, v. 117, n. 1-3, p. 217-221, 2005a.

PADOVANI, R.; BERNARDI, G.; QUAI, E.; SIGNOR, M.; TOH, H.S.; MOROCUTTI, G.; SPEDICATO, L. **Retrospective evaluation of occurrence of skin injuries in interventional cardiac procedures.** Radiation Protection Dosimetry. v. 117, n. 1-3, p. 247-250, 2005b.

PERES, S.L.; MAURÍCIO, C.L.; CANEVARO, L.V.; OLIVEIRA, P.S. **Avaliação da exposição à radiação dos médicos que executam procedimentos hemodinâmicos intervencionistas.** Radiol Bras. 2008; 41(5):319-23.

PITT, E.; SCHALCH, D.; SCHARMANN, A. **Results of a comparative study on different personnel dosimeters.** Radiat Prot Dosimetry 1986;17:57-61.

RADCAL. **Equipamentos e acessórios para controle de qualidade - ACCU-PRO.** Disponível em: <<http://www.radcal.com/accu-pro-detail>> Acessado em: 02 jul. 2015.

RADIOLOGICAL SOCIETY OF NORTH AMERICA. 2007 Syllabus: **radiation biology for diagnostic and interventional radiologists.** In: Hedrick WR, editor. 5th ed. Oak Brook, IL: RSNA; 2007.

RAUCH, P.L. E STRAUSS, K.J. X-ray generators, tube, collimator, positioner, and table. In: Nickoloff EL, Strauss KJ, editors. Syllabus: a categorical course in diagnostic radiology physics - cardiac catheterization imaging. Oak Brook, IL: Radiological Society of North America; 1998. p. 61-82.

RAYSAFE-i2. **Equipamentos e acessórios para monitoramento ocupacional, RAYSAFE i2.** Disponível em: <<http://www.raysafe.com/Products/Staff/RaySafe-20i2>> Acesso em: 28 nov. 2014.

RAYSAFE-XI. **Equipamentos e acessórios para controle de qualidade, RAYSAFE Xi.** Disponível em: <<http://www.raysafe.com/Products/Equipment/RaySafe-20Xi>> Acesso em: 02 jul. 2015.

RODRÍGUEZ, K.M. **Radiológica em estudios de fluoroscopia intervencionista**, 2004, 92 f. Dissertação (Posgrado em Ciencias Físicas Instituto de Ciencias Nucleares) - Universidad Nacional Autónoma de México, 2004.

RUSSO, G.L.; TEDESCO, I.; RUSSO, M.; CIOPPA, A.; ANDREASSI, M.G.; PICANO, E. **Cellular adaptive response to chronic radiation exposure in interventional cardiologists.** *Eur Heart J.* 2012;33(3):408-14.

SANCHEZ, M.E. Distribuição da taxa de kerma no ar em uma sala de hemodinâmica para projeções típicas de procedimentos de cardiologia intervencionista. [dissertação]. Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear; 2007.

SANCHEZ, R.; VANO, E.; FERNANDEZ, J.M.; GALLEGO, J.J. **Staff Radiation Doses in a Real-Time Display Inside the Angiography Room.** *Cardiovascular and Interventional Radiology*, v. 33, p. 1210-1214, 2010.

SCHUELER, B.A.; VRIEZE, T.J.; BJARNASON, H.; STANSON, A.W. **An investigation of operator exposure in interventional radiology.** *RadioGraphics*, n. 26, p. 1533-1541, 2006.

SEABRA, A.C. **Amplificadores operacionais teoria e análise.** Editora Érica, 1a Ed. São Paulo, 1996.

SEARES, C.M. E FERREIRA, A.C. **A importância do conhecimento sobre radioproteção pelos profissionais da radiologia.** CEFET/SC Núcleo de Tecnologia Clínica, Florianópolis, Brasil, 2002.

SEDRA, A.S. E SMITH, K.C. **Microeletrônica.** Makron Books Ltda, 5a Edição - vol. Único. São Paulo, 2007.

SHANI, G. **Radiation dosimetry instrumentation and methods.** Flórida, USA: CRC Press, 1991.

SHERER, M.A.; VISCONTI P.J.; RITENOUR E.R. **Radiation protection in medical radiography,** Riteour Mosby. Inc, soft cover new fine, 2002.

SILVA, E.C. **Dosimetria em radiologia intervencionista. In: International congress of the international radiation protection association 23-28**

may 2004. Madrid, 2004. Anais. Spain Madrid.

SILVA, J.O. **Espectrometria de raios X e gama de baixa energia utilizando fotodiodos de silício**. Dissertação de mestrado, Universidade Federal de Pernambuco, 2000.

SILVA, M.C. **Caracterização e otimização de um detector pelos raios X a base de semicondutores**. Dissertação de mestrado, Programa de Pós-Graduação COPPE-UFRJ, 1992.

SILVA, M.S. **Estudo dosimétrico em cardiologia intervencionista: dose paciente e dose trabalhador. 2011. 177 f.** Tese (Doutorado em Ciências na área de Técnicas Nucleares) - Universidade Federal de Pernambuco, 2011.

SMITH, N.J. **Radiation protection. The administrative and legal framework in the United Kingdom**. Br De nt J 1978; 144(2):47- 49.

SOARES, C.M. **Caracterização de um dosímetro para medida de dose pessoal. 2001. 108 f.** Dissertação (Mestrado em Ciências na área de Técnicas Nucleares) - Universidade Federal de Minas Gerais, Minas Gerais, 2001.

STECKER, M.S.; BALTER, S.; TOWBIN, R.B.; MILLER, D.L.; VANO, E. **Guidelines for patient radiation dose management**. Journal of Vascular Interventional Radiology, v. 20, p. S263-S273, 2009.

STRUELENS, L.; VANHAVERE, F.B; VAN LOON, H.R. **Effective doses in angiography and interventional radiology: calculation of conversion coefficients for angiography of lower limbs**. Br.J. Radiol. 78, 135-142, 2005.

SULIMAN, I.I.; YOUSIF, E.H.; BEINEEN, A.A.; YOUSIF, B.E.; HAS SAN, M. **Performance testing of selected types of electronic personal dosimeters used in Sudan**. Radiat Meas. 2010;45(10):1582-4.

TAUHATA, L.; SALATI, I.P.; DI PRIZIO, R.; DI PRIZIO, A. **Radioproteção e dosimetria: Fundamentos**. Rio de Janeiro, RJ: Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, 1999.

TAUHATA, L.; SALATI, I.P.; DI PRIZIO, R.; DI PRIZIO, A. **Radioproteção e dosimetria: Fundamentos**. Rio de Janeiro, RJ: Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, v.5, 2003, 239p.

VAÑÓ, E.; GONZALES, L.; BENEYTEZ F.; MORENO, F. **Lens injuries induced by occupational exposure in non-optimized interventional radiology laboratories**. British Journal of Radiology, v. 71, p. 728-733, 1998b.

VAÑO, E.; GONZALES, L.; TEN, J.I.; FERNANDEZ, J.M.; GUIBELALDE, E.; MACAYA, C. **Skin dose and dose-area product values for interventional cardiology procedures.** British Journal of Radiology, Madrid, v. 74, p. 48-55, 2001a.

VAÑO, E.; GOICOLEA, J.; GALVAN, C.; GONZALES, L.; MEIGGS, L.; TEN, J.I.; MACAYA, C. **Skin radiation injuries in patients following repeated coronary angioplasty procedures.** British Journal of Radiology, v. 74, p. 1023-1031, 2001b.

VIM - INTERNATIONAL VOCABULARY OF METROLOGY. Basic and general concepts and associated terms 3rd edition, JCGM 200:2012.

WAGNER, L.K. **Radiation injury is potentially a severe consequence of fluoroscopically guided complex interventions.** Health Physics, v. 95, n. 5, p. 645-649, 2008.