

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FFCLRP – DEPARTAMENTO DE FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA APLICADA À MEDICINA E BIOLOGIA

**Desenvolvimento de dosímetro clínico para
radiodiagnóstico utilizando tecnologia de comunicação sem
fio**

Rodrigo Antonio Pereira Mauro

Tese apresentada à Faculdade de Filosofia,
Ciências e Letras de Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo, como parte das
exigências para a obtenção do título de Doutor
em Ciências.

RIBEIRÃO PRETO – SP

2023

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FFCLRP – DEPARTAMENTO DE FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA APLICADA À MEDICINA E BIOLOGIA

**Desenvolvimento de dosímetro clínico para
radiodiagnóstico utilizando tecnologia de comunicação sem
fio**

Rodrigo Antonio Pereira Mauro

Tese apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, como parte das exigências para a obtenção do título de Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Orientador: Prof. Dr. Antonio Adilton Oliveira Carneiro.

Versão corrigida
Versão original disponível na FFCLRP-USP

RIBEIRÃO PRETO – SP

2023

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

FICHA CATALOGRÁFICA

Mauro, Rodrigo Antonio Pereira

Desenvolvimento de dosímetro clínico para radiodiagnóstico utilizando tecnologia de comunicação sem fio/ Rodrigo Antonio Pereira Mauro; orientador, Antonio Adilton Oliveira Carneiro. Ribeirão Preto – SP, 2023.

111 f.:il.

Tese (Doutorado – Programa de Pós-graduação em Física aplicada à Medicina e Biologia) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, 2023.

1. Dosímetros de Radiação. 2. Medição de Radiação. 3. Eletrônica. 4. Ionização do ar.

Nome: MAURO, Rodrigo Antonio Pereira

Título: Desenvolvimento de dosímetro clínico para radiodiagnóstico utilizando tecnologia de comunicação sem fio

Tese apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, como parte das exigências para a obtenção do título de Doutor em Ciências.

Aprovado em: ____/____/____.

Banca Examinadora

Prof. Dr.: _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr.: _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr.: _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedico ao Prof. Dr. Alessandro Martins da Costa (*in memoriam*), meu amigo e padrinho, que me mostrou de maneira simples que inteligência e humildade são valores inseparáveis, gratidão eterna.

AGRADECIMENTOS

À minha esposa Natália, com amor e carinho, por sempre me incentivar a superar meus desafios e pelo incansável apoio e compreensão.

Aos meus pais José e Edna, por sempre acreditarem em mim, me orientando nos caminhos da vida, meus exemplos de superação, honestidade e amor.

À minha querida irmã Rafaela, pelos bons momentos compartilhados e pela cumplicidade e companheirismo.

Ao Prof. Dr. Antonio Adilton Oliveira Carneiro, pela orientação acadêmica, pelo apoio técnico no desenvolvimento deste projeto; e em especial, por me amparar em determinado momento da minha vida, e me mostrar que desistir nunca é uma opção.

Ao técnico de laboratório em eletrônica Élcio Navas, que nos anos de pesquisa e convivência, muito me ensinou sobre assuntos diversos, contribuindo para meu crescimento técnico e científico.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio financeiro concedido através do processo nº 2018/05982-0.

RESUMO

Mauro, Rodrigo Antonio Pereira. **Desenvolvimento de dosímetro clínico para radiodiagnóstico utilizando tecnologia de comunicação sem fio**. 2023. 111 f. Tese (Doutorado – Programa de Pós-Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia) – Departamento de Física da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2023.

O aumento no uso de equipamentos médicos emissores de radiação demanda processos de garantia da qualidade para otimizar a qualidade da imagem e a dose depositada. Para esse controle, equipamentos medidores de radiação devem ser utilizados. Câmaras de ionização geralmente são os detectores mais usados, conectadas ao eletrômetro por um cabo triaxial, em que o sinal gerado pela ionização é captado pelo sistema de leitura. O objetivo deste trabalho é o projeto e construção de um dosímetro sem fio para controle da qualidade em radiodiagnóstico. A câmara de ionização é do tipo placas paralelas, ventilada, com eletrodo coletor em alumínio, janela de entrada em poliéster aluminizado, corpo em polimetilmetacrilato, de volume 2,5 cm³. Os testes de caracterização da câmara foram baseados em norma internacional, obtendo-se: teste de estabilidade com variação de 0,09%, tempo de estabilização com variação de 2,5%, curva de saturação alcançada a partir de ± 200 V, eficiência de coleção melhor que 99,4%, perda por efeitos de polaridade em 0,14%, linearidade de resposta com coeficiente de correlação de 0,999, corrente de fuga menor que 2%, dependência angular inferior ao limite estabelecido de 3%. A dependência energética foi de 8% para o qualificador QF-120, e inferior a 3% para os qualificadores QF-50, QF-70, QF-100. O eletrômetro é composto por um sistema de leitura e uma fonte de alta tensão para polarização da câmara de ionização. A fonte de alta tensão com ruído menor que 0,012%, é variável e simétrica, possui estabilidade da voltagem em torno de 0,07%, exatidão de 98,9% e precisão de 99,6% para voltagens positivas. O sistema de leitura é composto por circuito pré-amplificador, filtro *Notch*, optoacoplador, sistema de controle central, circuito de guarda e ajuste de *offset*. Um módulo de comunicação sem fio via *bluetooth* HC-06 foi usado para envio das medições obtidas. O dosímetro construído foi submetido aos mesmos testes de aceitação da câmara de ionização, para o teste de estabilização a variação máxima foi de 4%, a saturação foi obtida a partir de ± 200 V, perdas por efeito de polaridade de 2% e eficiência de coleção de 99,8%, corrente de fuga avaliada em 11,2%, linearidade de resposta apresentou coeficiente de correlação de 0,996, e dependências angular e energética de 3% e 3,8% respectivamente. Diante dos objetivos propostos, a câmara de ionização construída e eletrômetro desenvolvido são totalmente funcionais, cumprem o papel de dosímetro e as informações de leitura e controle das funções são realizadas de maneira remota pela conexão *bluetooth* com o celular.

Palavras-chave: Dosímetros de Radiação. Medição de Radiação. Eletrônica. Ionização do ar.

ABSTRACT

Mauro, Rodrigo Antonio Pereira. **Development of clinical dosimeter for radiodiagnosis using wireless communication technology.** 2023. 110 f. Thesis (Doctorate – Graduate Program in Physics Applied to Medicine and Biology) – Physics Department of the Faculty of Philosophy, Sciences and Letters of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Ribeirão Preto, 2023.

The increased use of radiation-emitting medical equipment demands quality assurance processes to optimize image quality and delivered dose. For this control, radiation measuring equipment must be used. Ionization chambers are generally the most used detectors, connected to the electrometer by a triaxial cable, in which the signal generated by the ionization is captured by the reading system. The objective of this work is the design and construction of a wireless dosimeter for quality control in diagnostic radiology. The ionization chamber is parallel plates, ventilated, with an aluminum collector electrode, entrance window in aluminized polyester, body in polymethylmethacrylate, with a volume of 2.5 cm³. The chamber characterization tests were based on an international norm, obtaining: stability test with a variation of 0.09%, stabilization time with a variation of 2.5%, saturation curve reached from $\pm 200\text{V}$, collection efficiency better than 99.4%, loss due to polarity effects in 0.14%, response linearity with a correlation coefficient of 0.999, leakage current lower than 2%, angular dependence lower than the established limit of 3%. Energy dependence was 8% for qualifier QF-120, and less than 3% for qualifiers QF-50, QF-70 and QF-100. The electrometer consists of a reading system and a high voltage source for polarizing the ionization chamber. The high voltage source with noise less than 0.012%, is variable and symmetrical, has voltage stability around 0.07%, accuracy of 98.9% and precision of 99.6% for positive voltages. The reading system is composed of preamplifier circuit, Notch filter, optocoupler, central control system, guard circuit and offset adjustment. A wireless communication module via bluetooth HC-06 was used to send the obtained measurements. The built dosimeter was submitted to the same acceptance tests as the ionization chamber, for the stabilization test the maximum variation was 4%, saturation was obtained from $\pm 200\text{ V}$, losses due to polarity effect of 2% and collection efficiency of 99.8%, leakage current evaluated at 11.2%, response linearity showed a correlation coefficient of 0.996, angular and energy dependence of 3% and 3.8% respectively. In view of the proposed objectives, the built ionization chamber and the developed electrometer are fully functional, fulfill the role of a dosimeter and the information for reading and controlling the functions are carried out remotely through the bluetooth connection with the cell phone.

Keywords: Radiation Dosimeters. Radiation Measurement. Electronics. Air ionization.

LISTA DE FIGURAS

Figura 3.1 - Componentes da câmara de ionização em ordem de montagem e fixação. Fonte: De autoria própria (2023).....	31
Figura 3.2 - (a) Coletor de alumínio; (b) Vista lateral copo do coletor; (c) Vista frontal copo coletor. Escala em milímetros (mm). Fonte: de autoria própria (2023).....	32
Figura 3.3 - Anel de guarda (a) Vista lateral; (b) Vista frontal. Usinado em alumínio. Escala em mm. Fonte: de autoria própria (2023).....	32
Figura 3.4 - Corpo da câmara; (a) vista lateral; (b) vista frontal. Usinado em PMMA. Escala em mm. Fonte: de autoria própria (2023).....	33
Figura 3.5 - Anel de fixação; (a) vista lateral; (b) vista frontal. Usinado em PMMA. Escala em mm. Fonte: de autoria própria (2023).....	34
Figura 3.6 - Base da câmara; (a) Vista lateral; (b) Vista frontal. Usinada em PMMA. Escala em mm. Fonte: de autoria própria (2023).....	35
Figura 3.7 – Fotografia da câmara de ionização construída; (a) Vista da janela de entrada; (b) Vista posterior da câmara de ionização mostrando o coletor, anel de guarda, condutores do cabo triaxial. Fonte: de autoria própria (2023).....	35
Figura 3.8 - Equipamentos de radiação X instalados no DF. (a) Equipamento raio X ISOVOLT Titan E; (b) Equipamento raio X Altus. Fonte (a): https://www.rcon-ndt.com/product/isovolt-titan-e-series/#request-quote (2022). Fonte (b): de autoria própria (2023).....	37
Figura 3.9 - Eletrômetro PTW UNIDOS E (a). Câmara de ionização PTW TN 34069 (b). Fonte: https://www.ptwdosimetry.com/en/	37
Figura 3.10 – Evolução temporal da medição para a estabilização do sistema. Fonte: de autoria própria (2023).	39
Figura 3.11 – Estabilidade de resposta em longo prazo, utilizando a fonte de controle de Césio-137. Fonte: de autoria própria (2023).....	40
Figura 3.12 - Curva de saturação para o feixe QF-70. A incerteza de medição foi menor que 1,4%, impossível observá-las no gráfico. Fonte: de autoria própria (2023).	41
Figura 3.13 - Linearidade da resposta da câmara de ionização. As incertezas foram menores que 1,2%, impossíveis de serem visualizadas no gráfico. Fonte: de autoria própria (2023).	45
Figura 3.14 - Representação esquemática do teste de dependência angular. Fonte: Neves (2013). ..	45
Figura 3.15 - Dependência angular da câmara de ionização. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados em norma IEC 61674. Fonte: de autoria própria (2023).	46
Figura 4.1 - Circuito oscilador por deslocamento de fase. Fonte: (BOYLESTAD e NASHELSKY, 2013)..	53

Figura 4.2 – Circuito oscilador para fonte de baixa tensão com ganho constante e <i>buffer</i> de saída. Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).	54
Figura 4.3 - Circuito oscilador para fonte de alta tensão simétrica, com ganho variável e <i>buffer</i> de saída. Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).	54
Figura 4.4 - Diagrama esquemático potenciômetro digital MCP41010 em conexão com a unidade de controle. Fonte: adaptado de Microchip Technology Inc. (2003)	56
Figura 4.5 - Amplificador de áudio TDA 2030. Mesmo esquemático para ambas as fontes de tensão. Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).	57
Figura 4.6 – (a) Circuito retificador e dobrador de tensão utilizada para a fonte simétrica de alta tensão variável. (b) Circuito retificador de tensão para a fonte simétrica de baixa tensão. Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).	60
Figura 4.7 - Acoplamento da fonte de alta tensão variável com a fonte de baixa de tensão fixa. Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).	61
Figura 4.8 - (a) Tensão de polarização 100 V. (b) Tensão de polarização de 200 V. (c) Tensão de polarização de 300 V. (d) Tensão de polarização de 400 V. Fonte: de autoria própria (2023).	63
Figura 4.9 - Amplificador operacional AD820 em configuração de transimpedância ou conversor de corrente para tensão. Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).	66
Figura 4.10 - Filtro <i>Notch twin-T</i> ativo. Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).	68
Figura 4.11 - Amplificador operacional em configuração inversora. Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).	69
Figura 4.12 - Circuito esquemático para opto acoplador IL300. Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).	70
Figura 4.13 – Esquemático Arduino Mega 2560 e suas portas de conexão para controle. Esquemático obtido a partir da biblioteca EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).	72
Figura 4.14 – Circuito de guarda. Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).	73
Figura 4.15 – Circuito de ajuste <i>offset</i> . Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).	74
Figura 4.16 - Corrente versus nível CAD, reta de ajuste linear em vermelho. (a) Resistor de 10 G. (b) Resistor de 100 M. (c) Resistor de 1 M. Fonte: de autoria própria (2023).	76
Figura 4.17 - corrente negativa versus nível CAD e reta de ajuste linear em vermelho. (a) Resistor de 10 G. (b) Resistor de 100 M. (c) Resistor de 1 M. Fonte: de autoria própria (2023).	77

Figura 4.18 - Evolução temporal da medição para a estabilização do sistema. Fonte: de autoria própria (2023).	78
Figura 4.19 - Linearidade de resposta do arranjo dosimétrico câmara PTW e eletrômetro construído. Valores de incerteza menores que 1,2%, visíveis em alguns pontos na figura. Fonte: de autoria própria (2023).	79
Figura 5.1 – Fotografia do dosímetro construído, apresentando os módulos fonte de alta tensão, sistema de leitura e controle, com a câmara de ionização acoplada.	82
Figura 5.2 - Evolução temporal da medição para a estabilização do sistema. Fonte: de autoria própria (2023).	85
Figura 5.3 – Curva de saturação. Fonte: de autoria própria (2023).	86
Figura 5.4 – Linearidade da resposta com o kerma no ar. As incertezas foram menores que 2%, impossíveis de serem visualizadas no gráfico. Fonte: de autoria própria (2023).	88
Figura 5.5 - Dependência angular do dosímetro. Fonte: de autoria própria (2023).	89

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Características de qualificação do feixe de raios X utilizando o equipamento Altus.	38
Tabela 3.2 - Coeficientes de calibração e fatores de correção em feixes de radiodiagnóstico não atenuados.....	48
Tabela 4.1 - Valores da faixa dinâmica de medição de corrente a partir da escala automática de ganho.....	66
Tabela 4.2 - Coeficientes de calibração e fatores de correção em feixes de radiodiagnóstico não atenuados.....	79
Tabela 5.1 – Coeficientes de calibração e fatores de correção em feixes de radiodiagnóstico não atenuado.	90

LISTA DE SIGLAS

UNSCEAR	United Nations Scientific Committee on Effects of Atomic Radiation
ICRP	International Commission on Radiological Protection
IAEA	International Atomic Energy Agency
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
IPEM	Institute of Physics and Engineering in Medicine
IEC	International Electrotechnical Commission
IOE	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
GDOSE	Gerência de Dose Ocupacional Externa
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
CSR	Camada Semirredutora
BNC	Bayonet Neill Concelman
PVC	Cloreto de Polivinila
CTDI	Computed Tomography Dose Index
IMS	International Measurement System
BIPM	Bureau International des Poids et Mesures
PSDL	Primary Standards Dosimetry Laboratory
SSDL	Second Standards Dosimetry Laboratory
LCI	Laboratório de Calibração de Instrumentos
LNMRI	Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
VIM	Vocabulário Internacional de Medidas
PMMA	Polimetil-metacrilato
CIDRA	Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção
GE	General Electronics
PTW	Physikalisch-Technische Werkstätten
FET	Field Effect Transistor
MOSFET	Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor
PWM	Pulse Width Module
CAD	Conversor Analógico Digital
SPI	Serial Peripheral Interface
ESR	Equivalent Series Resistance
ESL	Equivalent Series Inductance
SNR	Signal Noise Ratio
ATI	Amplificador de Transimpedância
ISM	Industrial, Científica e Médica
SSP	Serial Port Profile
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS.....	6
RESUMO	7
ABSTRACT	8
LISTA DE FIGURAS.....	9
LISTA DE TABELAS.....	12
LISTA DE SIGLAS.....	13
SUMÁRIO	14
1. INTRODUÇÃO.....	15
2. OBJETIVOS	21
3. CÂMARA DE IONIZAÇÃO.....	22
3.1. Introdução e fundamentos teóricos.....	22
3.1.1. Câmara de ionização e suas características.....	25
3.1.2. Tipos de câmara de ionização	26
3.1.3. Calibração de detectores de radiação	28
3.1.4. Avaliação de incertezas	29
3.2. Métodos e construção da câmara de ionização.....	30
3.2.1. Sistemas de radiação e medição	36
3.3. Testes de desempenho da câmara de ionização.....	37
3.3.1. Teste de tempo de estabilização	38
3.3.2. Teste de estabilidade.....	39
3.3.3. Teste de saturação de íons, eficiência de coleção e efeitos de polaridade	41
3.3.4. Teste de corrente de fuga	43
3.3.5. Teste de linearidade de resposta	44
3.3.6. Teste de dependência angular	45
3.3.7. Formalismo de calibração e dependência energética.....	46
3.4. Melhorias futuras	49
3.5. Conclusão	49
4. ELETRÔMETRO.....	50
4.1. Introdução	50
4.2. Fonte de alta tensão.....	51
4.2.1. Oscilador por deslocamento de fase.....	52
4.2.2. Controle digital da amplitude de tensão	55
4.2.3. Amplificador de potência	56
4.2.4. Transformador.....	58
4.2.5. Circuito retificador e dobrador de tensão	58

4.2.6.	Acoplamento entre fontes de tensão	60
4.2.7.	Ruído	61
4.2.8.	Precisão, exatidão e estabilidade da voltagem de polarização.....	62
4.2.9.	Razão Sinal Ruído para os níveis de tensão	62
4.3.	Sistema de medição	64
4.3.1.	Pré-amplificador e escala de corrente	64
4.3.2.	Filtro Notch.....	67
4.3.3.	Amplificador inversor.....	68
4.3.4.	Optoacoplador	69
4.3.5.	Sistema de controle central	71
4.3.6.	Conversor analógico digital	72
4.3.7.	Circuito de guarda	73
4.3.8.	Circuito offset.....	74
4.3.9.	Sistema de transmissão sem fio.....	74
4.3.10.	Calibração do sistema de medição em escala de corrente.....	75
4.4.	Testes de caracterização dosimétrica com câmara de ionização comercial.....	77
4.5.	Melhorias futuras.....	80
4.6.	Conclusão	81
5.	DOSÍMETRO.....	82
5.1.	Requisitos de construção relativos ao desempenho	82
5.2.	Caracterização dosimétrica	83
5.2.1.	Teste de tempo de estabilização.....	84
5.2.2.	Teste de estabilidade	85
5.2.3.	Teste de saturação, eficiência de coleção de íons e efeitos de polaridade.....	85
5.2.4.	Teste de corrente de fuga	86
5.2.5.	Teste de linearidade de resposta	87
5.2.6.	Teste de dependência angular	88
5.2.7.	Teste de dependência energética	89
6.	CONCLUSÕES GERAIS	91
7.	REFERÊNCIAS.....	93
8.	APÊNDICE	100

1. INTRODUÇÃO

As fontes de radiação ionizante utilizadas em medicina são responsáveis pela maior contribuição à dose na população devido às fontes artificiais e a grande maioria desta contribuição, cerca de 98%, provém das exposições médicas a partir dos raios X. Uma das razões para esta situação é o grande número de exames com raios X realizados a cada ano; no período entre 1997 e 2007, mais de 3,5 bilhões de exames foram realizados utilizando radiação ionizante (UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION, 2010). Há uma necessidade de se controlar estas doses e, portanto, otimizar o projeto e o uso de sistemas de raios X empregados em imagens médicas. A redução da dose recebida por pacientes submetidos a exames ou procedimentos radiológicos tornou-se um problema central nas últimas décadas (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 1996, 2007; INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2007). A dose no paciente é minimizada quando o equipamento que produz raios X estiver corretamente ajustado para a qualidade de imagem e para os parâmetros que a influenciam (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2002; INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE, 2005; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2005). Estes ajustes requerem que as medições de rotina das grandezas dosimétricas kerma no ar ou taxa de kerma no ar sejam feitas com precisão e exatidão (HAN et al., 2012; INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, 2005). Os sistemas dosimétricos que utilizam câmaras de ionização de placas paralelas são os mais frequentemente utilizados em radiodiagnóstico (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2007).

Uma avaliação da dose em indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) foi realizada por Mauricio e colaboradores (2015) no Brasil utilizando um banco de dados, com interface *web*, denominado de Gerência de Dose Ocupacional Externa (GDOSE). Os dados avaliados estiveram entre 1987 e 2011, e foi estimado que os valores de dose anual média têm diminuído, de 2,4 mSv em 1987 para quase 0,6 mSv em 2011, caracterizando uma melhora significativa no programa de radioproteção das instituições (MAURICIO; SILVA; SILVA, 2015).

Há um interesse pela comunidade científica no desenvolvimento e aprimoramento de métodos e tecnologias para aplicações diversas visando o bem comum, seja ele econômico, social ou ambiental.

No atual contexto, e com o contínuo aumento dos equipamentos médicos emissores de radiação ionizante, é necessário garantir a precisão das doses administradas nos pacientes, por meio do controle da qualidade dos equipamentos envolvidos. O uso de equipamentos para medição e controle dos níveis de radiação, como câmaras de ionização calibradas por laboratórios de padrão secundário, com rastreamento de incertezas, garante maior exatidão e precisão nas medições realizadas em equipamentos de serviços clínicos e hospitalares.

A publicação 60731 da International Electrotechnical Commission (IEC) apresenta um padrão internacional para ambientação do desempenho de dosímetros utilizando câmaras de ionização calibradas para medidas de dose absorvida na água ou kerma no ar em campos de radiação de fótons e elétrons, usados em radioterapia. Aqui, a eficácia do tratamento depende tanto da exatidão da dose recebida quanto da sua distribuição espacial (INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, 2016).

A publicação IEC 61674 traz um padrão internacional para garantir a qualidade dos dosímetros com câmara de ionização e/ou detectores semicondutores utilizados em imagens diagnósticas por raios X. Tendo em vista que a radiologia diagnóstica é o maior contribuinte para a exposição do público às radiações ionizantes, os equipamentos produtores de radiação devem estar otimizados, assim como os dosímetros de medição e controle dos níveis de radiação (INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, 2016).

O código de prática estabelecido pelo relatório técnico Nº 381, a International Atomic Energy Agency (IAEA, 2006) apresenta uma metodologia padronizada para calibração das câmaras de ionização em termos da dose absorvida na água, com objetivo de determinar a dose absorvida para feixes de radiação de baixa, média e alta energia, feixes de elétrons, feixes de prótons e íons pesados, usados em radioterapia.

A IAEA (2007) publicou o relatório técnico nº 457, que dispõe sobre o código de prática dosimétrica em radiologia diagnóstica, recomendando procedimentos otimizados e validados para calibração e medidas dosimétricas padronizadas, visando à redução das incertezas de medições realizadas tanto em laboratórios padrão secundário quanto em centros clínicos e hospitalares.

Há diversos trabalhos estudando o desempenho de câmara de ionização, mas os custos e dificuldades de encontrar os materiais é um problema no cenário nacional. Mesmo assim, alguns autores realizaram trabalhos na tentativa de desenvolver câmaras de baixo custo: Maia e Caldas (2005), Buckley e Rogers (2006), Hill et al. (2009), Seuntjens e Duane (2009),

Maulerová et al. (2022). Construção, caracterização e aplicações ratificam a importância no desenvolvimento e estado-da-arte na construção destes dosímetros no contexto do desenvolvimento industrial nacional.

No Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) foram construídas câmaras de ionização de placas paralelas para radiação X de radiografia convencional e mamografia (COSTA, 2003; COSTA e CALDAS, 2003a, 2008). Estes trabalhos mostraram a viabilidade de construção de detectores de radiação (NEVES, 2013; PERINI, 2013; SILVA, 2013; YOSHIZUMI, 2010). No Brasil não são fabricados dosímetros comerciais. A aquisição de eletrômetros, cabos, conectores de alta qualidade e câmaras de ionização, envolvem custos de importação e difícil acesso à assistência técnica.

Um sistema tandem de câmaras de ionização de placas paralelas, com dupla face e eletrodos coletores de materiais diferentes foi desenvolvido por Costa (2003). Utilizada no controle da qualidade em radiodiagnóstico (radiografia convencional e mamografia), apresentou um bom desempenho para aplicação no controle da qualidade dos equipamentos geradores de raios X, na verificação da constância dos feixes (kerma, taxa de kerma e qualidades) e na obtenção das camadas semirredutoras (CSR), dispensando o uso de absorvedores e eliminando o método convencional para determinação das mesmas.

No trabalho de Maia (2005), foi desenvolvido um tipo especial de câmara de ionização de placas paralelas com a mesma área de projeção de uma câmara tipo lápis, na modalidade tandem, para ser utilizada no controle da qualidade dos tomógrafos. Existe uma dificuldade de determinação da CSR nos equipamentos de tomografia, relacionada à rotação da fonte de radiação, o que mostra a usabilidade da câmara para esse objetivo. Um bom desempenho foi apresentado e a câmara de ionização mostrou potencial para ser usada como padrão de referência em laboratórios de calibração de feixes padrões para tomografia computadorizada.

As câmaras de ionização monitoras comerciais geralmente são importadas e possuem custo elevado. Câmaras de ionização monitoras para feixes de radiação X, com formato anelar e eletrodos coletores de grafite ou alumínio foram projetadas por Yoshizumi (2010), com a vantagem de não interferirem no feixe primário. Outra câmara de volume duplo também foi construída, com eletrodos de grafite, utilizando materiais de baixo custo e facilmente encontrados no mercado nacional. Testes de caracterização foram realizados e os resultados comparados com câmaras de referência comerciais.

Materiais de baixo custo, disponíveis no mercado nacional foram utilizados por Perini (2013) para construção de câmeras de ionização como sistemas padrões em feixes de radiação X e gama. Além da caracterização experimental, a simulação Monte Carlo possibilitou a verificação do quanto o conector Bayonet Neill Concelman (BNC), o corpo da câmara e o eletrodo de alumínio influenciam os resultados de leitura.

Em seu trabalho, Neves (2013) construiu duas câmeras de ionização de grafite para serem usadas como padrão primário para feixes de ^{60}Co , além de uma terceira câmara com custos baixos utilizando cloreto de polivinila (PVC). Ambas as câmaras de grafite foram caracterizadas experimentalmente e por simulação Monte Carlo, apontando a qualidade ótima para atuação como padrões primários de referência.

Com o intuito de minimizar os custos e facilitar o acesso aos materiais, três câmaras de ionização foram desenvolvidas e caracterizadas por Silva (2013) para serem utilizadas como sistemas de referência no controle da qualidade em equipamentos de mamografia. As câmaras apresentaram um desempenho satisfatório, cumprindo o propósito no programa de controle da qualidade.

As medidas de quaisquer grandezas radiológicas a partir de dosímetros específicos como a câmara de ionização, sempre provém de um sinal de corrente gerado no interior do elemento sensor, e tais sinais são medidos por sistemas eletrônicos dedicados que fazem a conversão de corrente para tensão.

Evidenciando a importância da aplicação de circuitos de medidas de correntes ultrabaixas, um estudo foi realizado por Bukhari; Miller e Shah (2009) para medidas de correntes ultrabaixas em células a partir de biossensores magnéticos utilizando um circuito amplificador configurado como transimpedância. Devido ao baixo ruído proporcionado pelas características do circuito, essa técnica encontra várias aplicações, como estudo de transporte de íons em membranas plasmáticas e eletrofisiologia de membranas (AXMACHER e MILES, 2004; BULLOCK, 1997; HAMILL et al., 1981).

A National Instruments (2018) publicou um guia prático para maximizar o desempenho das medidas em ambientes que produzam sinais de corrente contínua (CC). Ações a serem tomadas como conhecer o equipamento de medidas, suas possibilidades e como adquirir informações da grandeza a ser medida, são importantes para o sucesso do experimento. Além disso, no circuito de leitura, a implementação de compensação de *offset* de voltagem,

minimização de ruído externo e a utilização da proteção de guarda para evitar correntes de fuga indevidas são fundamentos obrigatórios para aumentar a precisão e exatidão das medidas. O *data sheet* do amplificador operacional ADA4530 fornecido pela Analog Devices, traz informações extremamente úteis para objetivos de medição de correntes a partir de fotodiodos e sensores capacitivos (ANALOG DEVICES, 2016).

Uma gaiola de Faraday foi desenvolvida por Intra e Tippayawong (2015) para um eletrômetro utilizado em medidas de variáveis atmosféricas e aerossóis carregados. Circuitos de transimpedância com resistores de feedback de 500 G Ω foram utilizados para medidas de correntes da ordem de 10^{-14} A.

Segundo Knyziak e Rzodkiewicz (2016), um novo método para medidas de correntes contínuas e cargas elétricas ultrabaixas para propósitos dosimétricos foi apresentado, combinando duas modalidades de medidas: o método de carga/corrente e o método nulo. Esse novo método possui a vantagem de eliminar o fenômeno de relaxação dielétrica de capacitores, que é a permanência de um potencial residual quando o capacitor é rapidamente descarregado. Incerteza de 0,003% para medições de correntes e estabilidade a longo prazo de 0,01% foram possíveis.

Um eletrômetro de baixo custo com escala automática foi desenvolvido por Andelkovic e Ristic (2012). O equipamento foi calibrado em fonte de corrente entre uma faixa de 50 pA a 10 μ A. Em seguida o eletrômetro foi acoplado a um diodo de silício (Si) PIN e exposto à radiação para medida da resposta, com resultados satisfatórios em termos da sensibilidade e linearidade.

Diante da ampla gama de aplicações dos eletrômetros, Czap e Msimang (2021) falam sobre a necessidade e possibilidade de calibração individual de eletrômetros aplicados a câmaras de ionização para dosimetria de radiação ionizante. Essa metodologia é oferecida pelo laboratório de dosimetria da IAEA, permitindo que os laboratórios padrão secundário possam utilizar qualquer câmara de ionização calibrada no sistema de irradiação alvo. Um fator de correção K_{elec} é fornecido junto ao certificado.

No contexto de quantificação de correntes ultrabaixas, os cabos e conectores que ligam a câmara ao eletrômetro são componentes importantes, geralmente sendo usados cabos triaxiais de baixo ruído e alta qualidade. Não é dada muita atenção aos conectores, no

entanto, eles podem causar inúmeros problemas para o usuário, ligados por exemplo, aos efeitos de poeira, umidade, pequenos fragmentos metálicos, mau contato, pinos desalinhados, rompimento entre cabo e conector, incompatibilidade geométrica entre conectores, diversos padrões, uso de conversores etc. Existe uma gama de tipos de conectores utilizados para câmaras e eletrômetros (ANDREO; NAHUM; THWAITES, 2007). Se a câmara de ionização e o eletrômetro são do mesmo fabricante, não deve haver problemas na conexão, porém quando as origens são diferentes, problemas de compatibilidade podem ocorrer.

A utilização da comunicação sem fio é a solução para se evitar os problemas ocasionados pelo uso do cabo triaxial. Nessa tecnologia a comunicação de dados é realizada por meio de ondas eletromagnéticas em frequências específicas. Comunicações como *bluetooth* e WI-FI (*Wireless Fidelity*) são amplamente utilizadas para transmissão de dados e voz, permitindo a sincronização dos dados com *laptops*, *smartphones* e bancos de dados. São tecnologias de comunicação acessíveis aos usuários e muito mais baratas que o cabo triaxial. O uso da comunicação sem fio além de tornar mais prática a rotina na dosimetria clínica, também reduz custos de fabricação do dosímetro como um todo.

O termo dosímetro descreve todo o conjunto, incluindo câmara, eletrômetro e cabos; embora alguns fabricantes utilizem este termo para se referir exclusivamente ao eletrômetro. A IEC inclui no termo “dosímetro diagnóstico” não só a câmara, eletrômetro e cabos, mas também opcionalmente um dispositivo para verificar a estabilidade do sistema (INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, 2013).

Nesse contexto, o desenvolvimento de um dosímetro diagnóstico com tecnologia nacional e que tenha características de construção e operacionais minimizando fontes de erro da medida tem enorme impacto potencial não apenas financeiro, mas na qualidade dos procedimentos médicos com radiação e na segurança radiológica em geral.

2. OBJETIVOS

O objetivo geral deste trabalho é o projeto e a construção de um dosímetro sem fio para controle da qualidade em radiodiagnóstico.

Os objetivos específicos são descritos a seguir:

- construção e caracterização operacional de uma câmara de ionização de placas paralelas para medidas de radiação X utilizada em programas de controle da qualidade de equipamentos de radiografia convencional;
- projeto e construção de um eletrômetro para controle da polarização da câmara de ionização e leitura do sinal gerado;
- utilizar o *smartphone* como sistema de controle remoto do dosímetro e como mostrador (indicador) dos valores das grandezas medidas, a partir da conexão *bluetooth* com o eletrômetro.

3. CÂMARA DE IONIZAÇÃO

3.1. Introdução e fundamentos teóricos

Apresenta-se um embasamento teórico sobre as características de operação da câmara de ionização, tipos e aplicações.

3.1.1. Teoria de Cavidades

Para que a dose absorvida em um meio seja medida, é necessário utilizar um dosímetro inserido no próprio meio. O material deste meio praticamente difere do material utilizado pelo dosímetro como volume sensível, assim a teoria de cavidades busca relacionar a dose absorvida no dosímetro, aqui definido como uma cavidade, com a dose absorvida pelo meio que o circunda. Os tamanhos destas cavidades são classificados como pequenas, intermediárias e grandes quando comparadas ao alcance dos elétrons secundários gerados por fótons de radiação dentro da cavidade. Teorias que explicam o comportamento dosimétrico foram desenvolvidas levando-se em consideração o tamanho destas cavidades. A seguir, são brevemente discutidos alguns destes modelos (PODGORSAK, 2005).

3.1.1.1. Teoria de cavidades de Bragg-Gray

Foi a primeira teoria cavitária desenvolvida para correlacionar a dose absorvida em um dosímetro e a dose absorvida no meio que o circunda. Algumas observações e estudos sobre a natureza da ionização devido à radiação gama levaram à dedução do “Princípio de Equivalência” por Gray, que ratifica que a energia perdida pelos elétrons na cavidade, por unidade de volume, é $1/\rho$ vezes a energia perdida pela radiação gama, por unidade de volume do sólido. O fator $1/\rho$ significa a razão entre o poder de freamento dos elétrons na cavidade e no meio circundante. O princípio da equivalência surgiu posteriormente com Gray em 1936, sob a forma conhecida atualmente como relação de Bragg-Gray:

$$D_{meio} = D_{cav} \left(\bar{S}/\rho \right)_{cav}^{meio}$$

D_{meio} e D_{cav} são as doses absorvidas no meio e na cavidade respectivamente; $\left(\bar{S}/\rho \right)_{cav}^{meio}$ é a razão entre os poderes de freamento mássicos do meio e da cavidade.

Segundo a teoria de Bragg-Gray, a cavidade deve obedecer a algumas condições para a sua aplicação:

- I. A cavidade deve ser pequena quando comparada com o alcance das partículas carregadas incidentes, assim sua presença não perturba a fluência de partículas carregadas no meio;
- II. A dose absorvida na cavidade é depositada estritamente por partículas carregadas que a atravessam, assim considera-se que interações de fótons dentro da cavidade são consideradas desprezíveis, portanto, são ignoradas.

Na prática, sempre haverá uma perturbação, e fatores de correção para perturbação da fluência devem ser utilizados (PODGORSAK, 2005).

A teoria de Bragg-Gray desconsidera a produção de raios delta (Δ) que depositam sua energia fora do volume cavitário, considerando que toda a energia perdida pelos elétrons é dissipada localmente.

3.1.1.2. Teoria de cavidades de Spencer-Attix

É uma formulação mais ampla, que leva em consideração os raios Δ capazes de produzir mais ionização. Além de considerar as diferenças entre os números atômicos dos materiais, o espectro de elétrons presente da cavidade é aquele característico do meio, e a cavidade é considerada infinitesimal; a produção de Bremsstrahlung por elétrons é desprezível e a criação de elétrons dentro da cavidade também é desprezível.

Para considerar a fluência dos raios delta, um limite de energia Δ é definido como limiar. Elétrons com energia menor que Δ são considerados elétrons lentos, depositam sua energia localmente e não atravessam a cavidade. Já elétrons com energias maiores que Δ são considerados elétrons rápidos, conseguem atravessar a cavidade, e ajudam a compor o espectro eletrônico.

A energia de corte Δ automaticamente define um tamanho máximo para a cavidade, que não pode ultrapassar o valor de alcance médio dos elétrons.

A razão dos poderes de freamento mássicos restritos para a teoria de Spencer-Attix é definida como:

$$(\bar{S}/\rho)_{meio}^{cav} = \frac{1}{T_0} \int_{\Delta}^{T_0} \frac{R_{meio}(T_0, T)}{(\bar{S}/\rho)_{meio}(T)} (\bar{S}/\rho)_{cav}(T, \Delta) dT$$

onde $R_{meio}(T_0, T)$ é a razão do fluxo total de elétrons no meio incluindo raios delta e elétrons primários; $(\bar{S}/\rho)_{cav}(T, \Delta)$ é o poder de freamento mássico restrito da cavidade (ATTIX, 2004; PODGORSAK, 2005).

3.1.1.3. Teoria de cavidades de Burlin

Burlin desenvolveu uma teoria de cavidades que faz uma ponte entre a cavidade pequena, na qual as teorias de Bragg-Gray e Spencer-Attix podem ser aplicadas, e a cavidade grande, onde o tamanho seria suficiente para considerar que a influência da parede seja desprezível.

Uma cavidade grande é definida quando suas dimensões provocam que a dose depositada por elétrons dentro da cavidade originados a partir de interações de fótons fora da cavidade, podem ser ignorados quando comparados com a contribuição de elétrons criados por interações de fótons dentro da cavidade (PODGORSK, 2005). A dose absorvida depositada na cavidade provém totalmente dos elétrons que foram liberados por fótons na própria cavidade e é proporcional ao coeficiente de absorção de energia mássico $(\mu_{en}/\rho)_{cav}$ do material da cavidade. A dose absorvida no meio é proporcional ao coeficiente de absorção de energia mássico $(\mu_{en}/\rho)_{meio}$ do meio que envolve a cavidade, e pode ser calculado a partir da seguinte relação:

$$D_{meio} = \left[\frac{(\mu_{en}/\rho)_{meio}}{(\mu_{en}/\rho)_{cav}} \right] D_{cav}$$

A teoria de Burlin para cavidades intermediárias considera que a dose absorvida na cavidade se deve a vários tipos de contribuições, como elétrons que atravessam toda a cavidade; elétrons que se originam dentro da cavidade e param na parede; elétrons que se originam na parede e param dentro da cavidade e, por fim, elétrons que são criados e param dentro da cavidade (ATTIX, 2004).

A teoria cavitária de Burlin se baseia nas seguintes condições:

- O meio que circunda a cavidade e o meio da cavidade são considerados homogêneos.
- Existe um campo de fótons homogêneo em todo lugar do meio circundante e dentro da cavidade.
- Deve existir equilíbrio de partículas carregadas em todos os pontos do meio e da cavidade.
- O espectro de elétrons secundários gerados no meio e na cavidade são os mesmos.

A relação da cavidade de Burlin pode ser descrita da seguinte forma:

$$D_{meio} = \left[d \left(\frac{\bar{S}}{\rho} \right)_{cav}^{meio} + (1 - d) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{cav}^{meio} \right]^{-1} D_{cav}$$

onde d é um parâmetro de ponderação relativo ao tamanho da cavidade, com valores próximos de 1 para cavidades pequenas e 0 para cavidades grandes; $(\bar{S}/\rho)_{cav}^{meio}$ a razão entre os poderes de freamento mássicos restritos do meio e da cavidade; $(\mu_{en}/\rho)_{cav}^{meio}$ a razão entre os coeficientes de absorção mássicos para o meio e a cavidade; D_{meio} e D_{cav} são respectivamente a dose absorvida para o meio e para a cavidade (PODGORSK, 2005).

3.1.2. Câmara de ionização e suas características

A câmara de ionização consiste em dois eletrodos, onde um potencial é aplicado para a criação de um campo elétrico neste volume. A interação da radiação com o gás cria pares de íons pelos processos de interação já descritos; os íons positivos são atraídos para o eletrodo negativo (cátodo) e os íons negativos são atraídos para o eletrodo positivo (ânodo). Assim que os elétrons alcançam o ânodo, uma corrente elétrica é criada no circuito, podendo ser medida por um eletrômetro. Se não houver campo elétrico aplicado, os íons gerados recombinar-se-ão não havendo corrente elétrica (BUSHBERG e BOONE 2011; BOONE, 2011; KNOLL, 2009).

A aplicação de uma pequena voltagem nos eletrodos torna possível a coleção das cargas geradas pela ionização, porém não é suficiente para evitar recombinação. Se a voltagem aumenta, a corrente também aumenta; essa região de funcionamento é chamada de região de recombinação. Aumentando-se mais a voltagem, um platô de coleção é alcançado, onde o campo elétrico é suficientemente forte para coletar quase todas as cargas. Essa região de operação é denominada região de câmara de ionização ou saturação, em que um relativo aumento da voltagem não implica em um aumento da corrente. A corrente de saturação é o produto da carga do ânion ou elétron pela quantidade de pares de íons formados por unidade de tempo.

Após a região de saturação, o campo elétrico é intenso a ponto de fornecer energia cinética suficiente aos elétrons para que estes causem novas ionizações, provocando um fenômeno de multiplicação onde a corrente é fortemente dependente da tensão aplicada, caracterizando a região proporcional.

Na geometria de construção de câmaras de ionização de placas paralelas há dois planos de eletrodos: um é formado pelo anel de guarda e eletrodo coletor (coplanares) e o outro é a janela de entrada, sendo o potencial do eletrodo coletor sempre o mesmo do anel de guarda. O paralelismo entre estes planos deve ser garantido para que as linhas de campo elétrico sejam perpendiculares a eles. Para garantir uma funcionalidade ótima para a câmara de ionização, o campo elétrico deve ser uniforme entre os planos coletor/anel de guarda e janela de entrada, a fim de garantir que os volumes sensíveis e cavitário sejam bem definidos (ATTIX, 2004).

Há uma variedade de geometrias e tamanhos de câmaras de ionização, dependendo das especificações requeridas e da sua aplicação, mas em geral devem apresentar as seguintes características:

- deve apresentar mínima variação na sensibilidade de resposta à exposição para um grande intervalo de energia;
- a sensibilidade da resposta é diretamente proporcional ao volume sensível da câmara de ionização, de modo que intervalos específicos de exposição requerem volumes adequados;
- uma mínima variação na sensibilidade de resposta deve ser alcançada com relação à direção de incidência da radiação;
- devem apresentar correntes de fuga extremamente baixas na haste;
- necessitam ser calibradas a partir de um instrumento de referência ou padrão superior para todas as qualidades de radiação a que serão expostas;
- perdas por recombinação iônica devem ser mínimas.

3.1.3. Tipos de câmara de ionização

Diversos tipos de câmaras de ionização são encontrados, para as mais variadas aplicações, por exemplo:

- a) Câmara de ar livre: mede exposição de acordo com sua definição. Também conhecida como câmara tipo padrão, é considerada padrão primário, usada para calibrar instrumentos padrão secundário (ATTIX, 2004). Para a medida de unidade de exposição, equilíbrio eletrônico deve ser alcançado e a distâncias dos eletrodos em relação ao volume sensível deve ser maior que o alcance dos

elétrons liberados pelo feixe de fótons de raios X ou gama. Correções são necessárias como: atenuação no ar; recombinação iônica; temperatura, pressão e umidade; ionização por fótons espalhados. Há uma outra limitação envolvendo a energia do feixe em questão, pois para feixes de fótons com alta energia, a distância entre as placas de polarização deve aumentar, o que ocasiona problemas de espaço ocupado e não uniformidade do campo elétrico. Devido a isso, a exposição é precisamente medida com feixes de fótons com energia até 3 MeV (KHAN e GIBBONS, 2014).

- b) Câmara de extrapolação: estima a dose por unidade de volume como uma função do espaçamento entre os eletrodos coletores e de entrada, assim pode-se obter estimativas da dose incidente por extrapolação da curva de ionização para uma distância zero entre os eletrodos. São utilizadas em dosimetria de superfícies, elétrons e partículas β (KHAN e GIBBONS, 2014).
- c) Câmara de placas paralelas: é similar a de extrapolação, exceto por ter seu volume sensível fixo, sem variação do espaçamento entre eletrodos. Pequeno espaçamento entre eletrodos pode reduzir significativamente a perturbação em campos de radiação (KHAN e GIBBONS, 2014).
- d) Câmara tipo poço: fontes usadas em braquiterapia possuem baixa taxa do kerma no ar. Devido a essa característica, câmaras com volumes sensíveis igual ou superior a 250 cm^3 apresentam sensibilidade adequada. Devem ser projetadas no tamanho e geometria adequados para acomodar os tipos de fontes usadas. A câmara tipo poço é usada para calibrar a taxa de emissão de radiação das fontes de braquiterapia e de Medicina Nuclear (PODGORSAK, 2005).
- e) Câmaras cilíndricas: há algumas modalidades de câmaras cilíndricas. Por exemplo, a câmara desenhada por Farmer, também conhecida por câmara tipo dedal, possui volume entre $0,1$ e 1 cm^3 , é fabricada com material da parede de baixo número atômico e tecido equivalente e possui capa de *buildup*. É usada, por exemplo, para calibração de feixes em radioterapia (PODGORSAK, 2005). Há também a câmara cilíndrica tipo lápis, que possui comprimento de 100 mm e é utilizada para medidas do *Computed Tomography Dose Index* (CTDI) (23,26).

3.1.4. Calibração de detectores de radiação

A calibração de um detector de radiação é fundamental para a realização do controle da qualidade em procedimentos médicos. Quando um dosímetro é utilizado em um serviço radiodiagnóstico, por exemplo, seu objetivo é checar se os níveis de radiação emitidos pelo equipamento de raios X estão dentro dos limites estabelecidos em norma. Além disso, a grandeza medida por um dosímetro utilizando câmara de ionização geralmente é corrente elétrica ou carga elétrica, e não as grandezas dosimétricas como kerma e exposição. Essa conversão de grandeza elétrica para dosimétrica é realizada pelo coeficiente de calibração.

Os níveis hierárquicos de calibração de instrumentos dosimétricos apresentam rastreabilidade. Essa cadeia de rastreabilidade é obtida por um conjunto de comparações entre laboratórios credenciados que garantem que o resultado da medição ou um valor padrão está estritamente relacionado com padrões de referências de nível mais elevado, até alcançar o padrão primário.

Há um sistema internacional de medidas, International Measurement System (IMS), que visa garantir a consistência na dosimetria das radiações por fornecer aos usuários de instrumentos detectores e medidores de radiação protocolos de calibração que são rastreáveis aos padrões primários. O IMS é formado pelo Bureau International des Poids et Mesures (BIPM), Primary Standards Dosimetry Laboratories (PSDLs) e Secondary Standards Dosimetry Laboratories (SSDLs), (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2007).

O SSDL utiliza instrumentos calibrados por comparação com o padrão primário, originando um certificado de calibração para que a rastreabilidade seja garantida. Este laboratório presta serviços de calibração de instrumentos e deve possuir pelo menos um padrão secundário para cada faixa de energia e cada tipo de radiação para a qual o serviço de calibração é oferecido.

Sistemas terciários são aqueles cuja calibração foi determinada a partir de comparação com um padrão secundário, gerando também um certificado de calibração. Instrumentos calibrados em padrões terciários são, normalmente, utilizados em campo, sendo práticos e possuindo maior incerteza em suas medições.

No Brasil, o sistema de mais alta hierarquia metrológica para calibração é o Laboratório de Dosimetria e Padronização Secundária, sendo este o Laboratório Nacional de Metrologia

das Radiações Ionizantes (LNMRI), vinculado ao Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), possuindo sistemas de referência de medição com rastreabilidade ao PSDL.

3.1.5. Avaliação de incertezas

O VIM define a incerteza de medição como um “parâmetro não negativo que caracteriza a dispersão dos valores atribuídos a um mensurando, com base nas informações utilizadas”(INMETRO, 2012).

A avaliação das incertezas de medição é obtida a partir das incertezas do tipo A e B. Incerteza do tipo A é a “avaliação dum componente da incerteza de medição por uma análise estatística dos valores medidos, obtidos sob condições definidas de medição”. Incerteza do tipo B é a “avaliação dum componente da incerteza de medição determinada por meios diferentes daquele adotado para uma avaliação do tipo A da incerteza de medição, como por exemplo a avaliação baseada na informação:”

- associada a valores publicados por autoridade competente;
- associada ao valor dum material de referência certificado;
- obtida a partir dum certificado de calibração;
- obtida a partir da classe de exatidão dum instrumento de medição verificado;
- obtida a partir de limites deduzidos da experiência pessoal.

Na maioria dos casos, o valor de uma variável a ser medida não é determinado de maneira direta e única, e sim a partir de uma média aritmética de n medições independentes, representada pela seguinte relação:

$$\bar{y} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n Y_k \quad (1)$$

onde \bar{y} é a média aritmética, Y_k é o valor da medição independente e k é o número de medições independentes realizadas.

O desvio padrão da média é considerado como uma incerteza padrão do tipo A dado pela seguinte equação:

$$\delta_{\bar{y}} = \sqrt{\frac{1}{n(n-1)} \sum_{k=1}^n (y_k - \bar{y})^2} \quad (2)$$

onde y_k é o valor da medição independente e \bar{y} é a média aritmética das medições.

Os resultados obtidos a partir das medições são dispostos da seguinte forma: $\bar{y} \pm \delta_{\bar{y}}$.

Neste trabalho, para expressar a incerteza de medição, utilizou-se a incerteza combinada e expandida. Utilizando os valores das incertezas tipo A e B, calculou-se a incerteza combinada, obtida pela raiz quadrada da soma dos quadrados de todas as incertezas. As incertezas apresentadas neste estudo utilizam um fator de abrangência ($k = 2$), apresentando um nível de confiança de aproximadamente 95%, definindo a incerteza combinada e expandida.

Para o caso geral, uma grandeza H calculada em função de diversas grandezas, x_i , é representada por:

$$H = f(x_1, x_2, x_3, \dots, x_n) \quad (3)$$

A equação que expressa a incerteza padrão combinada da função H , considerando apenas grandezas que são estatisticamente independentes, pode ser expressa da seguinte forma:

$$u_c(H) = \sqrt{\sum_{k=1}^n \left(\frac{\partial f}{\partial x_k}\right)^2 u^2(x_k)}, \quad (4)$$

onde $u(x_k)$ é a incerteza padrão avaliada como sendo tipo A ou B, ou ainda a incerteza combinada a partir da raiz quadrada da soma dos quadrados das incertezas tipo A e B.

Utilizando um fator de abrangência ($k = 2$) multiplicado pela incerteza padrão combinada, obtém-se a incerteza expandida:

$$U = k u_c(H) \quad (5)$$

O modelo para expressão dos valores medidos e suas respectivas incertezas expandidas adotados neste trabalho, segue a seguinte formatação (ISO/IEC, 2008):

$$H = (\bar{h} \pm U) u. a. \quad (6)$$

3.2. Métodos e construção da câmera de ionização

Nesta seção, são apresentados os componentes e a geometria detalhada para construção da câmara de ionização, utilizada em feixes de raios X para radiodiagnóstico convencional. O tipo de câmara é ventilado, ou seja, existe comunicação entre o ar interno e o externo, sendo necessário aplicar fatores de correção devido a mudanças na densidade do ar. A seguinte equação, define o fator de correção para temperatura e pressão:

$$k_{T,P} = \frac{273,2 + T}{273,2 + T_0} \left(\frac{P_0}{P} \right), \quad (7)$$

onde T e P são a temperatura e pressão no ato da medição, e T₀ e P₀ são os valores de temperatura e pressão de referência, 20 °C e 101,3 kPa respectivamente.

A câmara é do tipo placas paralelas, com geometria cilíndrica, eletrodo coletor e anéis de guarda de alumínio, janela de entrada de poliéster aluminizado, com volume de 2,51 cm³. Para o corpo da câmara e para o isolamento entre o eletrodo coletor e o anel de guarda foi utilizado polimetilmetacrilato (PMMA), com uma espessura de borda de 1mm. Essa câmara foi adaptada de um projeto desenvolvido por Costa (2003) para uma câmara tipo *tandem* de dupla face, utilizada para radiodiagnóstico e radioterapia. A Figura 3.1 apresenta o esquema geral dos componentes.

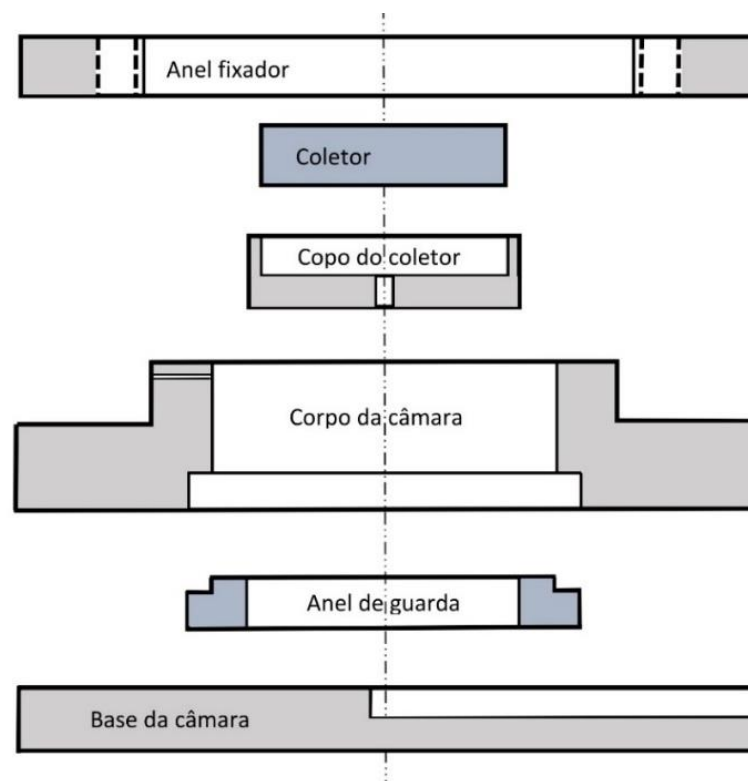


Figura 3.1 - Componentes da câmara de ionização em ordem de montagem e fixação. Fonte: De autoria própria (2023).

A Figura 3.2 apresenta o copo do coletor e o coletor.

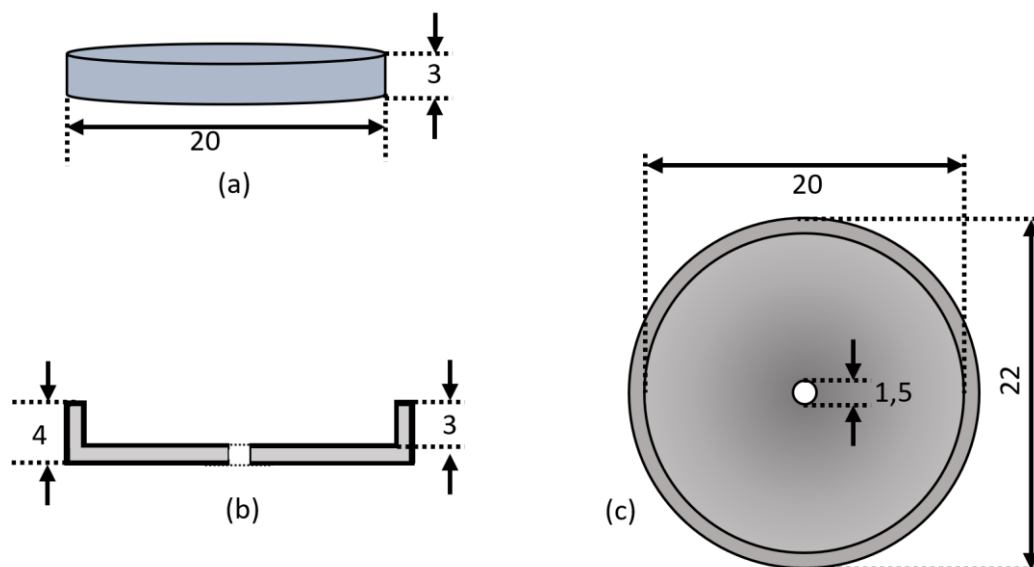


Figura 3.2 - (a) Coletor de alumínio; (b) Vista lateral copo do coletor; (c) Vista frontal copo coletor. Escala em milímetros (mm). Fonte: de autoria própria (2023).

O copo do coletor possui uma abertura central, para passagem do fio condutor. O coletor é encaixado dentro do copo do coletor, e em seguida essa montagem é posicionada no centro do anel de guarda, configurando um dos lados do aparato de detecção. O anel de guarda é detalhado na Figura 3.3.

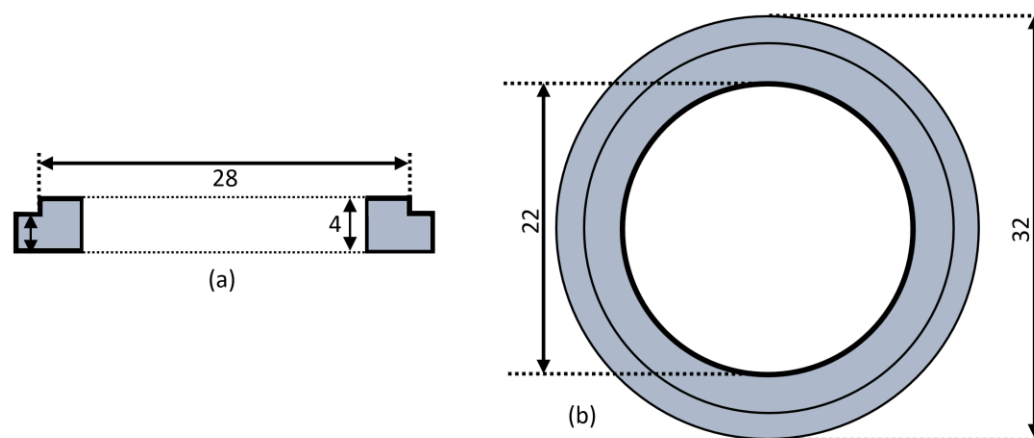


Figura 3.3 - Anel de guarda (a) Vista lateral; (b) Vista frontal. Usinado em alumínio. Escala em mm. Fonte: de autoria própria (2023).

O corpo da câmara possui suas dimensões e geometria descritos na Figura 3.4, que mostra o coletor, copo e anel de guarda que são encaixados na base inferior do corpo da câmara.

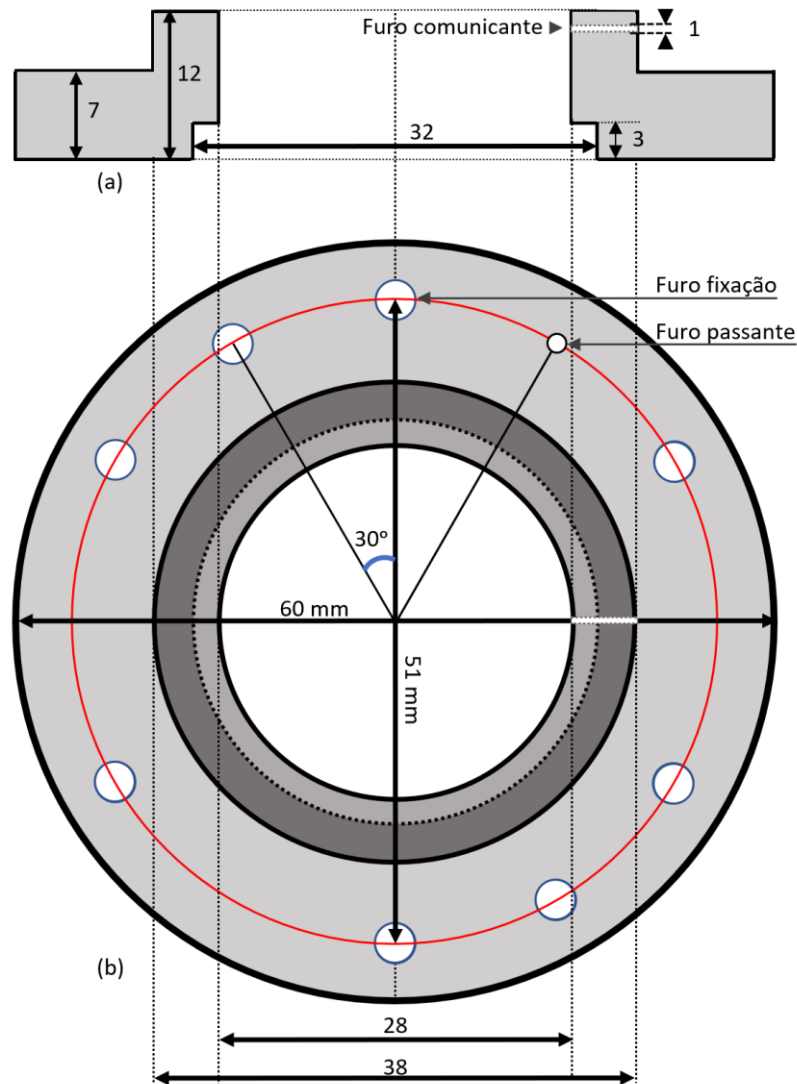


Figura 3.4 - Corpo da câmara; (a) Vista lateral; (b) Vista frontal. Usinado em PMMA. Escala em mm. Fonte: de autoria própria (2023).

O furo comunicante presente no corpo da câmara comunica o volume interno da câmara com o meio externo, para equilíbrio térmico, pressão e umidade. O furo passante conduz o condutor para polarização da janela de entrada em poliéster aluminizado. O coletor e a janela de entrada são coplanares e distam 8 mm um do outro.

A Figura 3.5 apresenta o anel de fixação, que é utilizado para fixar e uniformizar a superfície da folha de poliéster que é estendida entre a janela superior do corpo da câmara e o anel de fixação.

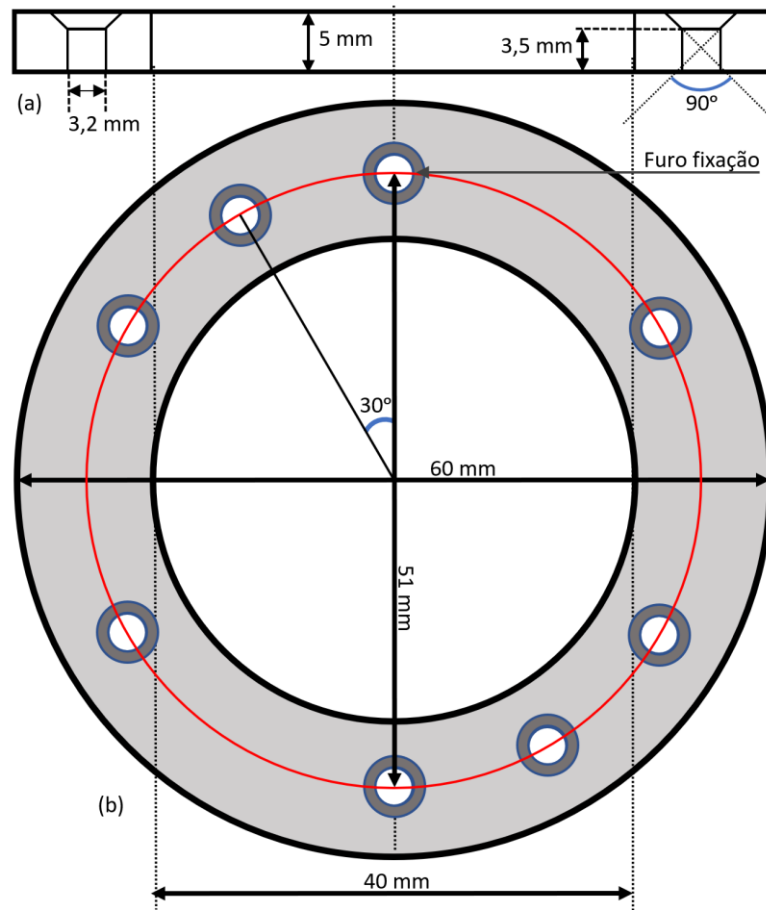


Figura 3.5 - Anel de fixação; (a) Vista lateral; (b) Vista frontal. Usinado em PMMA. Escala em mm. Fonte: de autoria própria (2023).

Finalmente, a base da câmara é apresentada na Figura 3.6. Os 8 furos de fixação são usados com parafusos usinados em poliacetal para acoplamento e ajuste entre os componentes base, corpo e anel de fixação da câmara de ionização.

O cabo triaxial possui três condutores, onde o condutor central é usado para polarizar o eletrodo coletor. Uma malha de condutor trançada é responsável pela polarização do anel de guarda, e a janela de entrada então é conectada com a malha condutiva externa, que possui potencial neutro. Os canais passantes presentes na base da câmara levam os condutores para polarização do eletrodo coletor, anel de guarda e janela de entrada.

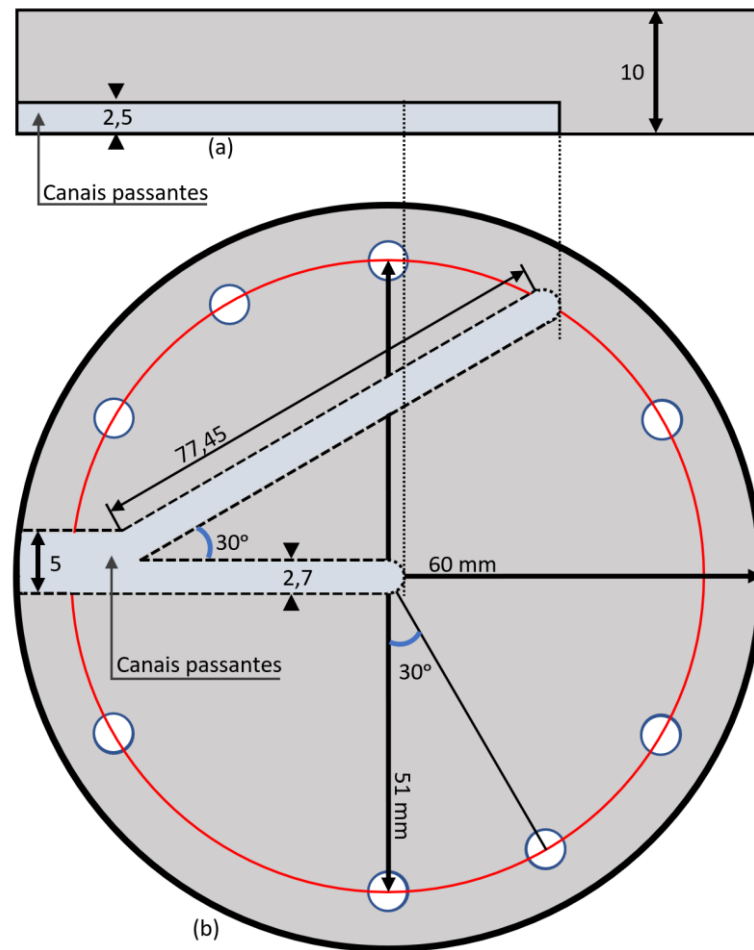


Figura 3.6 - Base da câmara; (a) Vista lateral; (b) Vista frontal. Usinada em PMMA. Escala em mm. Fonte: de autoria própria (2023).

A Figura 3.7 apresenta fotografias da câmara de ionização construída.

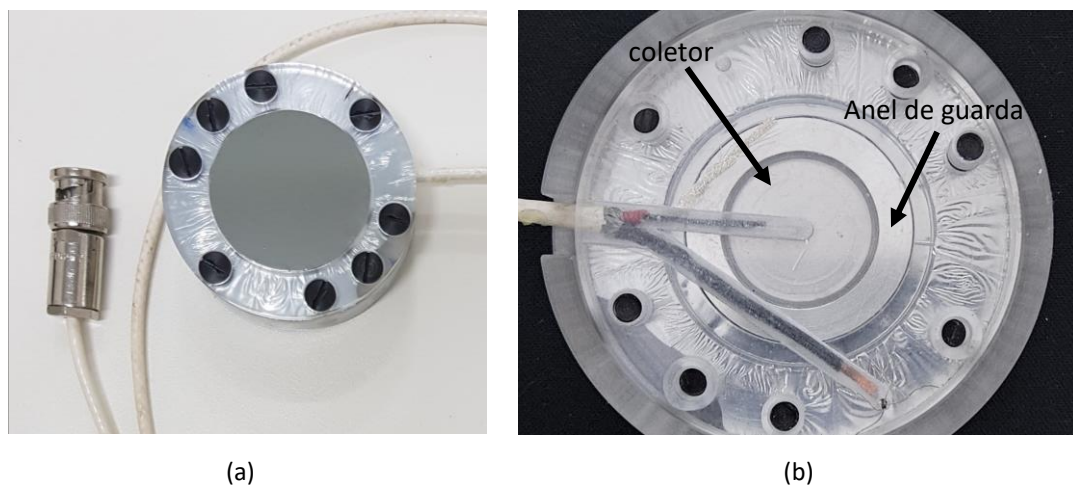


Figura 3.7 – Fotografia da câmara de ionização construída; (a) Vista da janela de entrada; (b) Vista posterior da câmara de ionização mostrando o coletor, anel de guarda, condutores do cabo triaxial. Fonte: de autoria própria (2023).

3.2.1. Sistemas de radiação e medição

Os equipamentos de radiação utilizados para caracterização do dosímetro desenvolvido neste trabalho estão disponíveis no Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção (CIDRA), órgão vinculado ao Departamento de Física (DF) da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto (FFCLRP) da Universidade de São Paulo. Foram utilizados:

- Equipamento gerador de raios X, marca General Eletronics (GE), modelo ISOVOLT Titan E, operando em um faixa de potencial entre 5 kV e 160 kV, mostrado na Figura 3.8(a).
- Equipamento de raios X, marca Konica Minolta, modelo Altus, operando entre os potenciais de 40 kV e 125 kV, faixa de mAs de 0,32 a 500. Focos de 0,6 mm (fino) e 1,5 mm (grosso) com ânodo giratório mostrado na Figura 3.8(b).
- Fonte de radiação, isótopo radioativo Césio-137 contido em uma cápsula de aço tipo x.8, de 3 mm de diâmetro, Amershan, apresentando uma taxa de kerma no ar de 1,05 $\mu\text{Gy/s}$ a 18 cm do centro da fonte com distribuição de dose axial homogênea. A fonte fica armazenada em um poço com blindagem apropriada e é utilizada para calibração de dosímetros em geral (ensino e pesquisa, calibração e irradiação de dosímetros).

Os equipamentos mencionados estão disponíveis para pesquisa em geral no Campus USP – Ribeirão Preto.

Para os sistemas de medição de referência têm-se: Eletrômetro PTW, modelo UNIDOS E T10010; câmara de ionização de placas paralelas PTW, modelo TN 34069, ambos mostrados na Figura 3.9.

Os sistemas auxiliares para suporte e possíveis correções são: medidor de temperatura, pressão e umidade, Oregon Scientific, para monitoramento das condições climáticas; goniômetro para rotação da câmara de ionização, no teste de dependência angular, com passos de 1°; sistema de ar-condicionado e desumidificadores.



(a)



(b)

Figura 3.8 - Equipamentos de radiação X instalados no DF. (a) Equipamento raio X ISOVOLT Titan E; (b) Equipamento raio X Altus. Fonte (a): <https://www.rcon-ndt.com/product/isovolt-titan-e-series/#request-quote> (2022). Fonte (b): de autoria própria (2023).



(a)



(b)

Figura 3.9 - Eletrômetro PTW UNIDOS E (a). Câmara de ionização PTW TN 34069 (b). Fonte: <https://www.ptwdosimetry.com/en/>.

3.3. Testes de desempenho da câmara de ionização

Os testes a seguir foram realizados com eletrômetro comercial PTW UNIDOS E utilizando a câmara de ionização construída.

Para as medições utilizando o equipamento de raios X Altus, as seguintes características de feixe são apresentadas na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 – Características de qualificação do feixe de raios X utilizando o equipamento Altus.

Qualificador do feixe de radiação	Tensão aplicada ao tubo (kVp)	Corrente no tubo (mAs)	Camada semirredutora (mmAl)	Coefficiente de homogeneidade
QF-50	50	40	1,98	0,78
QF-70	70	20	2,73	0,72
QF-100	100	10	4,05	0,69
QF-120	120	10	5,08	0,67

3.3.1. Teste de tempo de estabilização

É o tempo transcorrido a partir da aplicação do potencial de polarização para que a resposta do dosímetro se torne eletricamente estável. No circuito como um todo, assim que a polarização é aplicada, correntes parasitas devido a efeitos de capacitância e indutância, temperatura e correntes de fuga, podem ocorrer, não sendo uma resposta à radiação incidente.

Para a realização deste teste, uma tensão de polarização de 300 V para a câmara de ionização foi usada, e as leituras da corrente de ionização foram obtidas nos intervalos de 15, 30, 45 e 60 min. Devido à constância de irradiação dentro do período de 60 min, a fonte de Césio-137 foi utilizada. A Figura 3.10 apresenta a evolução temporal da medição. A comparação do valor de leitura medido em 15 min foi 2,5% maior que o valor obtido em 60 min, valor superior ao limite estabelecido pela norma de 2%. Essa diferença pode ser atribuída à baixa taxa de dose à qual o dosímetro foi submetido, muito próximo do limiar de sensibilidade. A variação de leitura foi de 4,0 pA para 3,9 pA, em um intervalo de 45 min; como a incerteza do equipamento está na casa decimal e é $\pm 0,1$ pA, pode-se concluir que a variação dos valores não descredibiliza o dosímetro devido à abrangência da incerteza. O tempo de estabilização para o sistema de medição foi definido em 15 min.

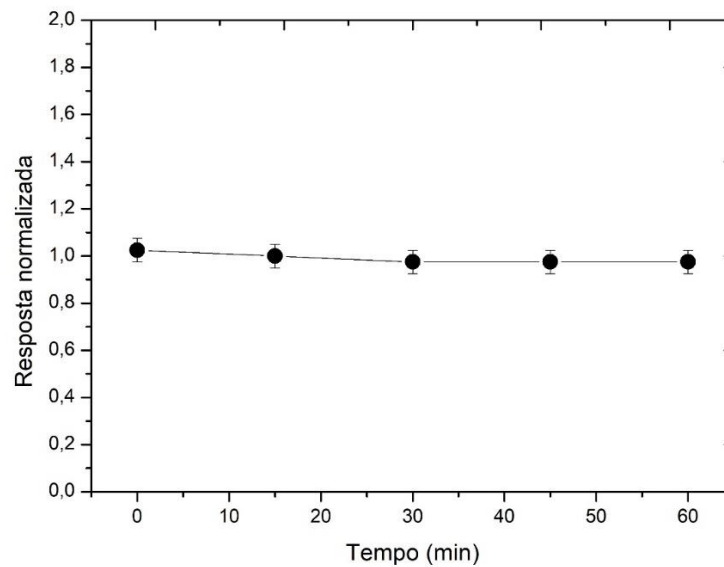


Figura 3.10 – Evolução temporal da medição para a estabilização do sistema. Fonte: de autoria própria (2023).

Perini (2013) caracterizou o tempo de estabilização de três câmaras de ionização de placas paralelas desenvolvidas para radiodiagnóstico convencional, em que a variação das medições após 15 min e 60 min foram de 0,45%, 0,40% e 0,50%, estabelecendo o tempo de estabilização em 15 min. Silva (2013) obteve variação menor que 0,05% para a câmara de ionização de volume único. Yoshizumi (2010) obteve uma diferença de 0,37% e Neves (2013) de 0,1% entre as medidas de 15 min e 60 min.

3.3.2. Teste de estabilidade

Também considerada como estabilidade a curto prazo, a repetibilidade é utilizada para se verificar o grau de concordância entre diferentes medidas sucessivas realizadas sob as mesmas condições de exposição da câmara de ionização. Usualmente, dez medidas sucessivas de carga coletada durante um intervalo de 1 min, realizadas sob as mesmas condições experimentais e geométricas, são suficientes para se obter o coeficiente de variação da estabilidade, dado pela razão do desvio padrão pela média dos valores. Limites para o coeficiente de variação são de 1% para kerma no ar e 3% para taxa de kerma no ar para feixes atenuados e não atenuados utilizados em radiodiagnóstico (INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, 2016). Para o teste de estabilidade foi utilizada a fonte de Césio-137, devido à sua constância e estabilidade de emissão, e suporte para posicionamento

da câmara de ionização, obtendo-se máxima variação de 0,09%, portanto, dentro do limite máximo de 1% recomendado pela norma.

Perini (2013) caracterizou a estabilidade de três câmaras de ionização de placas paralelas desenvolvidas para radiodiagnóstico convencional, onde os desvios padrões percentuais máximos foram de 0,2%, 0,5% e 0,4%. Nos testes de estabilidade realizados por Silva (2013), o protótipo de câmara de volume único apresentou 0,04% de máxima variação.

Em estudos anteriores, que possuem como objetivo a construção e caracterização de câmara de ionização, Neves (2013) e Yoshizumi (2010) também obtiveram valores próximos aos obtidos neste trabalho em seus testes de estabilidade a curto prazo.

A estabilidade a longo prazo é o grau de concordância de resposta nas mesmas condições, mas em testes realizados em momentos diferentes. O desvio padrão da média dos testes de repetibilidade ao longo do tempo fornece uma referência da estabilidade a longo prazo. O desvio aceitável para feixes de radiodiagnóstico não deve ser maior que $\pm 2\%$ ao ano (INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, 2016).

O gráfico da Figura 3.11 apresenta a estabilidade a longo prazo, onde é possível observar que a variação máxima está dentro do limite permitido.

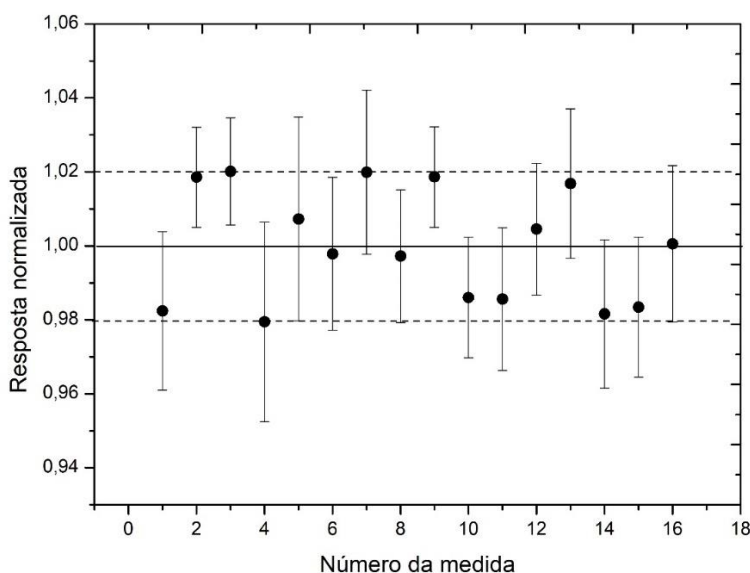


Figura 3.11 – Estabilidade de resposta em longo prazo, utilizando a fonte de controle de Césio-137. Fonte: de autoria própria (2023).

3.3.3. Teste de saturação de íons, eficiência de coleção e efeitos de polaridade

O levantamento da curva de saturação de íons possibilita determinar a região de tensão de operação da câmara de ionização. Na região de saturação, a coleção de íons deve ser constante e independente dos valores de tensão de polarização. A região de saturação garante que o campo elétrico aplicado seja de intensidade suficientemente grande para reduzir a recombinação iônica a um nível desprezível, representando de maneira real que a taxa de criação de pares de íons seja uma relação direta com a corrente lida pelo circuito (KNOLL, 2009).

Este teste consiste em avaliar a coleção de íons, sobre uma faixa de valores de tensão aplicados aos eletrodos. A variação da tensão foi realizada entre os valores de ± 400 V, em intervalos de 50 V.

O feixe de radiação utilizado foi QF-70, com distância foco à superfície do detector de 1m, tendo sido aplicada a correção para as condições de referência de temperatura e pressão. A partir dos dados obtidos, apresentados na Figura 3.12, verificou-se que a resposta da câmara atinge a saturação a partir de ± 200 V. O comportamento irregular entre -200 V e +200V se deve à recombinação dos íons, pois o campo elétrico não é forte o suficiente para prevenir recombinações e a distância entre os eletrodos, de 8 mm, também contribui para esse efeito.

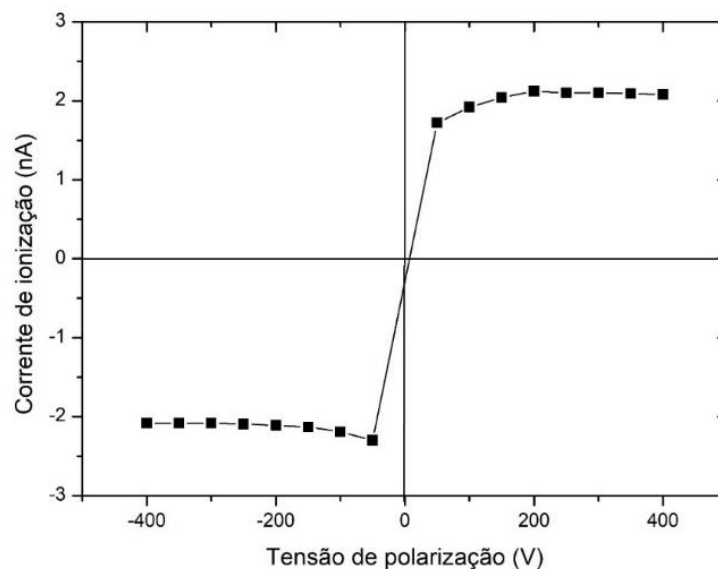


Figura 3.12 - Curva de saturação para o feixe QF-70. A incerteza de medição foi menor que 1,4%, impossível observá-las no gráfico. Fonte: de autoria própria (2023).

O eletrodo coletor pode ser polarizado tanto com potencial positivo quanto negativo, e para um mesmo módulo de potencial as medições podem ser diferentes. Para contabilizar este efeito, medidas devem ser realizadas com polaridade positiva e negativa de mesmo módulo e o efeito pode ser estimado pela seguinte equação (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2006):

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}, \quad (8)$$

onde M_+ e M_- são as medições realizadas com as polaridades positiva e negativa, respectivamente, e M é a medição realizada com a tensão rotineiramente aplicada. Para o efeito de polaridade, utilizando as tensões de ± 300 V, a variação máxima foi de 0,14%, abaixo do limite recomendado pela norma IEC 60731, não ultrapassando 1% (INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, 2016).

A eficiência de coleção quantifica a intensidade da recombinação iônica no volume sensível da câmara de ionização, e confronta com o limite estabelecido, devendo ser menor que 1% de perda ou coleção iônica melhor que 99%, prevista na norma IEC 60731 (INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, 2016). Pode ser expressa pelo método da dupla voltagem, aplicando o modelo de recombinação para feixes contínuos a partir da seguinte relação:

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)}, \quad (9)$$

em que V_1 e V_2 são as voltagens de polarização obedecendo à seguinte relação: $V_1 = 2 \cdot V_2$ e V_1 é a tensão de uso geral. M_1 e M_2 são as leituras não corrigidas para as condições de referências de temperatura e pressão (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2006). Uma discussão mais aprofundada sobre recombinação iônica pode ser encontrada nos estudos de Geleijns et al. (1995), Das e Akber (1998), e IAEA (2006).

A eficiência de coleção de íons, usando o valor de +300 V como operacional, foi melhor que 99,4%. O efeito de polaridade e eficiência de coleção foram avaliados para outras combinações de voltagem de polarização, obtendo-se os melhores resultados para a tensão de polarização de 300 V.

Em trabalhos anteriores no desenvolvimento de câmaras de ionização para radiodiagnóstico convencional, o efeito de polaridade foi, no máximo, de 1% e a eficiência de

coleção melhor que 99,99%, para as três câmaras em teste (PERINI, 2013). Silva (2013) desenvolveu uma câmara de ionização de placas paralelas de volume único para controle da qualidade em mamografia, onde a região de saturação foi alcançada a partir de ± 50 V, máximo de 0,5% para o efeito de polaridade e 99,9% em eficiência de coleção de íons. Neves (2013) construiu câmaras de ionização de PVC com eficiência de coleção de 99,9% e efeito de polaridade de 0,4%. Yoshizumi (2010), para as câmaras monitoras anelares e de transmissão, obteve eficiência de coleção de 99% e o efeito de polaridade não maior que 0,7%. Maia e Caldas (2005) desenvolveram uma câmara de placas paralelas com 3,2 cm³ e 10 cm de comprimento, com região de saturação alcançada a partir de ± 50 V, efeito de polaridade de 0,4% e eficiência de coleção de 99,9%.

3.3.4. Teste de corrente de fuga

A corrente de fuga é um sinal espúrio, adicionado ao sinal verdadeiro proveniente de diversos fatores como: correntes parasitas do sistema de medidas no cabo triaxial ou coaxial e conectores, alta umidade, problemas na haste e anel isolante entre coletor e anel de guarda.

Para determinação da corrente de fuga antes e após a irradiação é necessário colocar o dosímetro em modo de leitura, com a câmara de ionização acoplada e polarizada na voltagem padrão já definida de 300 V. Segundo recomendações internacionais, a corrente de fuga antes e após a irradiação não deve exceder 5,0% da menor medição obtida durante um intervalo de tempo de irradiação de pelo menos 1 min (INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, 2016).

Para o teste, a carga foi coletada durante 20 min antes e 20 min após uma irradiação de 1 min com a fonte de Césio-137. Para as condições de pré-irradiação e pós-irradiação, a corrente de fuga foi avaliada, apresentando valores de 1,9% e 2,0% respectivamente; portanto, não ultrapassando o limite definido em norma de 5%.

Perini (2013) avaliou a corrente de fuga antes e após as irradiações para as câmaras em teste, não ultrapassando 1,0%. Para a câmara desenvolvida por Silva (2013), a máxima variação foi de 0,25% antes e após a irradiação. A corrente de fuga obtida por Neves (2013) em seus modelos não foi maior que 0,11% e Yoshizumi (2010) alcançou 0,1% para a câmara de transmissão e 1,7% para a Farmer. Maia e Caldas (2005) obtiveram uma corrente de fuga máxima de 0,76% para a menor taxa de kerma no ar usado de 0,534 mGy/min.

3.3.5. Teste de linearidade de resposta

A linearidade de resposta representa a proporcionalidade direta entre a medida do instrumento, em corrente de ionização ou carga, e a taxa de kerma no ar ou kerma no ar, respectivamente (COSTA e CALDAS, 2003b). É avaliada a partir do coeficiente de correlação obtido através do ajuste linear das medidas realizadas.

Para a determinação da linearidade de resposta, foram usados um feixe de raios X gerados com o potencial de 70 kVp e corrente do tubo de 500 mA mantidos fixos, variando-se a carga do tubo entre os valores 2 mAs e 32 mAs, distância foco detector de 1 m, configurados no equipamento Konica Minolta, modelo Altus. O fator de correção para as condições de referência de temperatura e pressão foram aplicados às leituras e a câmara de ionização de referência PTW TN 34069 foi utilizada para comparação das respostas.

Observando a Figura 3.13, que mostra a linearidade de resposta da câmara com o kerma no ar, é possível inferir o comportamento linear da resposta obtida com a câmara de teste em medidas de carga, em relação à resposta da câmara de referência medindo o kerma no ar. A regressão linear forneceu o coeficiente de correlação entre as variáveis de (r^2) de 0,999.

Os testes de linearidade de resposta de câmaras de ionização de placas paralelas para raios X convencional foram realizados no IPEN, onde coeficientes de correlação iguais a 0,999 e 1,000 foram obtidos Perini (2013). Um protótipo de câmara de ionização de volume único para qualidade de mamografia apresentou coeficiente de correlação de 0,9999 para a linearidade de resposta (Silva, 2013).

Neves (2013) obteve r^2 igual a 1,0000 para a câmara de PVC. Para a câmara de transmissão e Farmer, Yoshizumi (2010) obteve valores de r^2 de 1,000 e 0,999 respectivamente. Singh e Kulkarni (2018) obtiveram um valor de 0,9999 para r^2 nos testes de linearidade de resposta para a câmara desenvolvida para dosimetria de fótons de baixa e média energias. Maia e Caldas (2005) obtiveram, a partir do ajuste linear dos dados normalizados para a resposta linear da câmara, um desvio padrão de 0,11% relativo ao coeficiente angular da reta de ajuste.

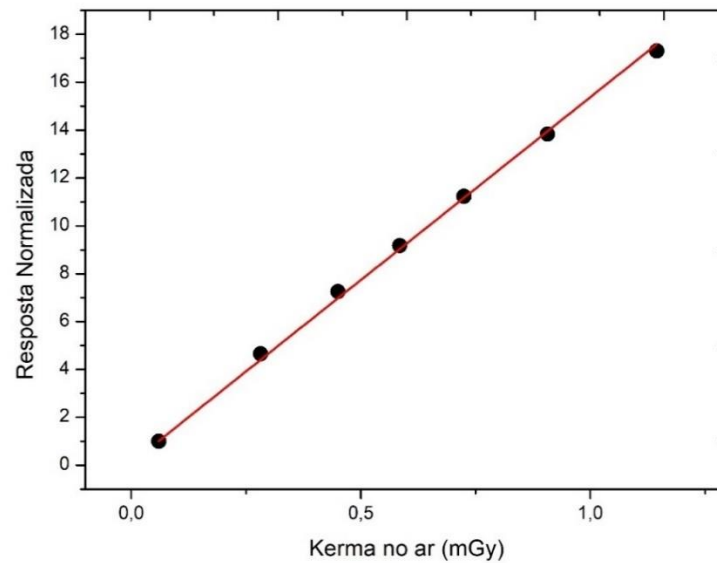


Figura 3.13 - Linearidade da resposta da câmara de ionização. As incertezas foram menores que 1,2%, impossíveis de serem visualizadas no gráfico. Fonte: de autoria própria (2023).

3.3.6. Teste de dependência angular

Durante o posicionamento da câmara de ionização na prática clínica pode ocorrer uma pequena variação na direção de incidência do feixe de radiação. Além disso, a construção e geometria da câmara de ionização pode implicar em uma dependência angular intrínseca.

Este teste avalia a resposta da câmara de ionização em função da inclinação angular de $\pm 5^\circ$ a partir da direção normal de incidência. O limite de variação considerado não pode ser maior que $\pm 3\%$ (INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, 2016). A Figura 3.14 mostra um esquema de como foi implementado esse teste.

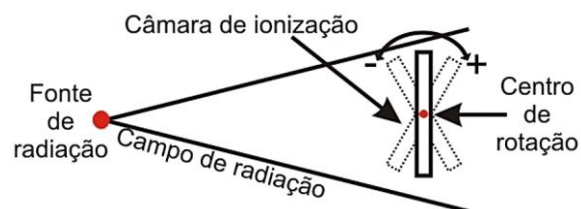


Figura 3.14 - Representação esquemática do teste de dependência angular. Fonte: Neves (2013).

Para o teste de dependência angular, a câmara foi posicionada no eixo central do feixe, a uma distância foco-detector de 1m. Rotações de $\pm 5^\circ$ em passos de 1° , utilizando um

goniômetro, foram usadas para aquisição dos dados. Para cada posição, 5 leituras foram realizadas. O potencial gerador do feixe foi de 70 kVp configurado no equipamento Konica Minolta, modelo Altus.

A Figura 3.15 mostra a disposição dos dados em torno da posição zero. Um desvio máximo de 2,3% foi obtido, dentro dos limites recomendados pela norma de no máximo 3% (INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, 2016).

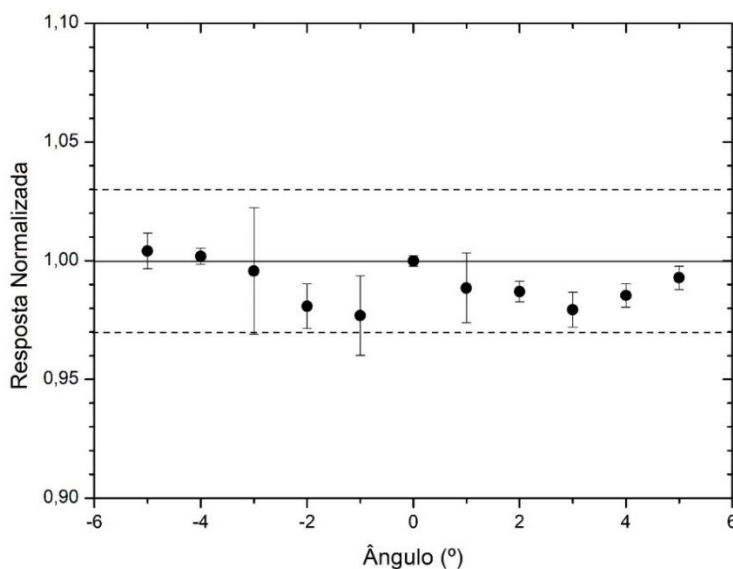


Figura 3.15 - Dependência angular da câmara de ionização. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados em norma IEC 61674. Fonte: de autoria própria (2023).

Perini (2013) avaliou a dependência angular das câmaras desenvolvidas, e a máxima variação foi de 0,5%. Silva (2013) encontrou valores menores que 0,6% para dependência angular do protótipo de volume único. A dependência angular obtida por Neves (2013), a partir da sua câmara construída em PVC, foi menor que 0,3%. Maia e Caldas (2005) obtiveram máxima variação de 0,12% para dependência angular no seu protótipo desenvolvido.

3.3.7. Formalismo de calibração e dependência energética

A norma internacional IAEA (2007) define dois formalismos dosimétricos para calibração dos instrumentos medidores de radiação: um deles utiliza campos de radiação com propriedades definidas e bem conhecidas, e o outro utiliza um instrumento de referência como sendo o padrão e o método da substituição é aplicado. Mais especificamente, o primeiro

é chamado de formalismo dosimétrico N_k e o segundo de calibração cruzada.

Para os objetivos deste projeto o método de calibração cruzada foi utilizado, visando à praticidade da aferição das características funcionais do dosímetro proposto, e permitindo a imediata verificação de suas qualidades funcionais a partir dos instrumentos de medição e equipamentos de raios X de referência disponíveis no Instituto de Física da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo.

A calibração cruzada para equipamentos de campo é uma comparação direta da leitura do dosímetro em um feixe de qualidade Q_{cruz} , disponível para o usuário, contra uma leitura do dosímetro de referência, calibrado em um laboratório padrão. Assim, a equação que deriva este coeficiente de calibração é:

$$N_{K,Q_{cruz}}^{teste} = \frac{M_{Q_{cruz}}^{ref}}{M_{Q_{cruz}}^{teste}} N_{K,Q_0}^{ref} k_{Q_{cruz},Q_0}^{ref} \quad (10)$$

onde $M_{Q_{cruz}}^{ref}$ é a leitura de referência para uma qualidade de feixe Q_{cruz} ; $M_{Q_{cruz}}^{teste}$ é a leitura do instrumento de campo para uma qualidade Q_{cruz} ; N_{K,Q_0}^{ref} é o coeficiente de calibração de referência em termos do kerma no ar obtido a partir de um laboratório padrão para uma qualidade de feixe referência Q_0 ; k_{Q_{cruz},Q_0}^{ref} é o fator de correção para a qualidade de feixe em Q_{cruz} relativa à qualidade de referência Q_0 , este fator corrige o coeficiente de calibração de referência (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2007).

O coeficiente de calibração do instrumento de campo pode apenas ser usado para determinada qualidade escolhida. Caso sejam necessárias a utilização e medições em qualidades diferentes, nova calibração cruzada do dosímetro é necessária nas respectivas qualidades.

A dependência energética define o comportamento da resposta da câmara de ionização em feixes de diferentes qualidades. A partir dos coeficientes de calibração aferidos e calculados pela Equação 2, para as energias padrões de radiação em radiodiagnóstico, determinou-se os fatores de correção, obtidos pela normalização dos coeficientes de calibração pelo coeficiente de calibração obtido para o feixe QF-70. A variação percentual entre o maior e o menor fator de correção informa de maneira clara a dependência energética da câmara de ionização e conseqüentemente do arranjo de medição.

Para a calibração da câmara de ionização desenvolvida, foi utilizado como sistema padrão a câmara de ionização TN 34069 e o eletrômetro UNIDOS E T10010, e as principais energias do feixe de radiação em radiodiagnóstico, baseado na norma IEC 61674 (2013).

Segundo os dados apresentados na Tabela 3.2, a dependência energética da câmara em feixes de raios X diretos para radiodiagnóstico foi de no máximo 8,1%, avaliada para o feixe QF-120. Entretanto, quando apenas as energias mais baixas são consideradas, variações de 3% e 2% foram observadas para os feixes QF-50 e QF-100 respectivamente. A norma estabelece um limite máximo de 5% para feixes utilizados em radiodiagnóstico, porém, se o coeficiente de calibração ou o fator de correção para a qualidade do feixe é utilizado, o sistema dosimétrico pode ser utilizado para medições em feixes QF-120 (INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, 2013).

Tabela 3.2 - Coeficientes de calibração e fatores de correção em feixes de radiodiagnóstico não atenuados.

Qualificador do feixe de radiação	Coeficiente de Calibração (10^6Gy/C)	Fator de correção
QF-50	5,021 \pm 0,141	1,020 \pm 0,039
QF-70	4,922 \pm 0,133	1,000 \pm 0,038
QF-100	5,091 \pm 0,122	1,034 \pm 0,036
QF-120	5,323 \pm 0,108	1,081 \pm 0,034

Dependências energéticas acima de 5% também foram obtidos por trabalhos anteriores, como Perini (2013) que desenvolveu uma câmara com eletrodo coletor de alumínio (5,5%). Para as câmaras de transmissão construídas por Yoshizumi (2010), dependência energética de até 86,3% para as principais qualidades de radiação para diagnóstico foram observadas. Silva (2013) obteve dependência energética para seu protótipo de volume único, de até 7,5%. Maia e Caldas (2005) utilizaram feixes não atenuados de qualidade para radiodiagnóstico e obtiveram uma dependência em energia de até 2,6%.

Singh e Kulkarni (2018) desenvolveram uma câmara de ionização do 900 cm³ para avaliar a dependência energética sobre uma ampla faixa de energia de raios X, com a obtenção de uma variação de 235% entre o maior e menor fator de calibração para a taxa de kerma no ar numa faixa de energia de 17,6 keV a 60 keV, e uma variação de aproximadamente 35%

numa faixa de energia de 60 keV a 213 keV para o mesmo fator, usando uma parede de *Mylar* adicionada de 10 mm de PMMA.

3.4. Melhorias futuras

- A geometria da câmara pode ser melhorada, reduzindo o espaçamento entre os eletrodos e aumentando o diâmetro do coletor para que o tempo de voo dos íons seja reduzido e conseqüentemente a voltagem de polarização também seja menor.
- As bordas utilizadas para fixação podem ser amplamente reduzidas sem a necessidade de parafusos para fixação, aplicando um sistema de encaixe por pressão ou rosca, reduzindo o tamanho e melhorando a maneabilidade.
- Utilização de blindagem eletromagnética a partir de material grafitado equivalente ao tecido, para que correntes induzidas não influenciem o sistema de leitura.
- Implementação de haste em PMMA, com condutores em esquema triaxial, com perfil de espessura fino, reduzindo a incidência e a interação da radiação com o material.
- Utilização de simulação Monte Carlo, para estimar fatores de correção dosimétricos e de influência dos componentes para resposta da câmara, a fim de garantir medições mais precisas.

3.5. Conclusão

Foi construída uma câmara de ionização para controle da qualidade e levantamento dosimétrico para diagnóstico convencional. Possui construção simples, de baixo custo, utilizando materiais facilmente encontrados no mercado nacional. Compõe parte do dosímetro construído neste projeto. A câmara construída foi submetida aos requisitos de controle da qualidade recomendados por norma internacional, para que suas características operacionais fossem determinadas. Os resultados obtidos nos testes de caracterização como estabilidade e estabilização, saturação, eficiência de coleção, efeitos de polaridade, corrente de fuga, linearidade de resposta, dependências angular e energética, aprovam a câmara de ionização para utilização em campo na rotina dosimétrica.

4. ELETRÔMETRO

4.1. Introdução

Ao longo dos anos, os eletrômetros evoluíram tornando possíveis medições de cargas elétricas e correntes com precisão elevada. Isto é devido ao desenvolvimento das técnicas de construção, utilizando circuitos especiais projetados com componentes eletrônicos mais sofisticados, como por exemplo, os amplificadores de entrada. Essa evolução aumentou significativamente o valor da impedância de entrada dos eletrômetros, permitindo medições de corrente muito pequenas, pois a corrente consumida pelo circuito de entrada é da ordem de 10^{-15} A. Este pequeno valor da corrente consumida depende da metodologia de fabricação dos componentes ativos, usados nos circuitos amplificadores.

Novos circuitos foram desenvolvidos utilizando amplificadores operacionais fabricados com transistores de efeito de campo de junção (FETs) e de óxido metálico (MOSFETs) que apresentam impedância de entrada na ordem de 10^{15} Ω .

Os eletrômetros construídos com amplificadores operacionais não sofrem influências das capacitâncias parasitas do circuito, cabos e câmaras devido a uma característica exclusiva dos amplificadores operacionais, denominada "terra virtual". Essa característica depende da realimentação negativa, pois leva a entrada inversora do amplificador a tender para o mesmo valor de tensão na entrada não inversora. Como esta última está no potencial aterrado, a entrada inversora também está virtualmente aterrada.

Basicamente há dois tipos de eletrômetros: os que utilizam tecnologia digital e os que empregam tecnologia analógica. Apresentam características de desempenho semelhantes, porque os amplificadores de entrada utilizados em cada um não diferem muito um do outro (PÉRES, 1999).

No modelo analógico, o amplificador operacional de entrada possui alto ganho e bom desempenho, com resistores e capacitores de alta precisão, chaves manuais de seleção de escala, indicador analógico para apresentar os valores das medições, fontes de baixa e alta tensão.

No modelo digital, as funções desempenhadas podem ser controladas por microcontroladores, como por exemplo: mudanças automáticas de escalas, uso de conversores analógico-digitais, controle da voltagem de polarização da câmara.

Quando se deseja medir correntes menores que 10 nA, resistências maiores que 1 G Ω , voltagens a partir de fontes com resistência igual ou maior que 100 M Ω , voltagens menores que 10 mV (KEITHLEY, 2016) é recomendado o seu uso. Apresentam conectores externos baseados nos padrões coaxial e triaxial, dependendo da aplicação e do nível de precisão requerido.

Para os propósitos deste projeto, foi utilizado o modo de funcionamento realimentado, com a possibilidade de medição de carga utilizando corrente e a própria corrente elétrica. Como o sinal gerado provém a partir de uma câmara de ionização, uma fonte de alta tensão com características específicas foi desenvolvida para que o sistema de leitura possa realizar a medição do sinal. A seguir é detalhado o funcionamento deste equipamento.

4.2. Fonte de alta tensão

Para propósitos de coleta de carga em uma câmara de ionização, uma fonte de alta tensão é necessária para que a separação dos íons criados no ar pela radiação ionizante seja eficaz e otimizada. A fonte de alta tensão deve atender a alguns requisitos para que o dosímetro como um todo seja plenamente funcional e atenda às especificações em norma.

A tensão deve ser variável entre 0 e 400 V, com função de seleção para tensões positiva e negativa. Os valores definidos de tensão variável servem como referência para a faixa de tensão de ± 5 V, utilizada para condicionar o sinal medido no sistema de medição. Devido à necessidade de uma referência para o sistema de leitura, que pode assumir qualquer valor, uma alta estabilidade e baixos níveis de ruído são requeridos.

Fontes de tensão chaveadas inicialmente foram testadas com o objetivo de miniaturização e redução do consumo de energia, pois nestes tipos de fontes de tensão usa-se circuitos integrados controladores *pulse width module* (PWM) como o UC3843 (STMICROELECTRONICS, 1998) e o MC34063 (TEXAS INSTRUMENTS, 2015), onde regulam o ciclo de voltagem primário para atender à demanda de corrente e potência. Porém, existe uma preocupação muito grande em buscar baixos níveis de ruído sobre a tensão e devido ao chaveamento de bobinas primárias em um transformador, picos de ruídos ocasionados por

chaveamento são inevitáveis mesmo com a aplicação de filtros. Os filtros testados proporcionaram uma boa atenuação do ruído, mas não o suficiente para se evitar um disparo de leitura indesejado. Ruídos da ordem de 20 mV são aceitáveis, pois não comprometem a faixa de leitura disponível entre 0 e 5V utilizada pelo conversor analógico digital (CAD).

Diante destas limitações, uma outra classe de amplificador de tensão foi usada. Um circuito oscilador cria uma forma de onda senoidal em determinada frequência, que é amplificada por um circuito controlador de áudio. No lugar de uma bobina de um alto falante é acoplada a bobina primária do transformador, que amplifica ainda mais a tensão dependendo da sua razão de espiras N_1/N_2 . Um circuito retificador de meia onda para as tensões positivas e negativas é utilizado para tornar a voltagem de saída constante e estável. Esse tipo de fonte, por não ter nenhum tipo de chaveamento de alta frequência, apresenta ruídos abaixo de 20 mV e uma ótima estabilidade dos níveis de tensão, o que justifica o seu uso para este projeto.

A voltagem de saída da fonte de alta tensão deve ser conhecida com uma precisão igual ou melhor que 99%, e possuir estabilidade dentro de um fator de 0,05%. Para diversas combinações entre detectores e sistema de leitura, a voltagem de alimentação e polarização deve ser definida e verificada constantemente, para garantir o correto funcionamento do dosímetro (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2007).

4.2.1. Oscilador por deslocamento de fase

Um esquema funcional do oscilador pode ser obtido a partir de uma configuração específica entre capacitores, resistores e um amplificador operacional com realimentação positiva, sintonizado para que em uma frequência específica (ω_0), o seu comportamento seja estável e sustente uma saída oscilatória com frequência e amplitudes definidas. Para que a situação de oscilação ocorra, sem que haja um sinal de excitação na entrada, o circuito deve atender ao critério de Barkhausen, onde o ganho de malha fechada ($A_f = \beta A = 1$) deve ser igual a 1, e levemente maior que 1 na prática. Uma porção do sinal de saída é defasado em 180° por uma rede de resistores e capacitores (RC) com três estágios (HUA, 2019; KEIM, 2019; TOMPSETT, 2016), que é utilizado como realimentação, mostrado na Figura 4.1. O sinal de realimentação defasado é o sinal de entrada para uma parte do circuito configurado como inversor, que naturalmente aplica uma defasagem no sinal de 180° , fazendo com que a fase neste ponto e o ponto de saída seja de 360° (ou 0°). Essa associação cria uma instabilidade no

sistema fazendo o sinal de saída variar no tempo; se o sinal de saída variar como uma senoide, o circuito então é denominado oscilador senoidal. A operação do circuito de realimentação tem que operar com defasagem de 180° , assim valores para cada seção RC podem ser escolhidos para provocarem uma defasagem de 60° em uma frequência de oscilação particularmente escolhida (BOYLESTAD e NASHELSKY, 2013).

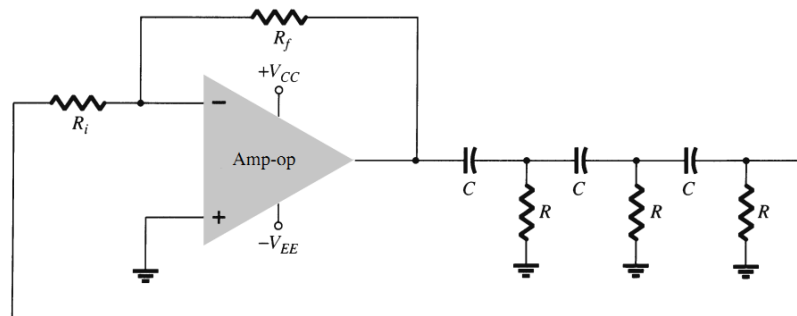


Figura 4.1 - Circuito oscilador por deslocamento de fase. Fonte: (BOYLESTAD e NASHELSKY, 2013).

Uma relação matemática derivada da análise clássica de circuitos, mostra a frequência de oscilação para valores particularmente escolhidos para R e C (BOYLESTAD e NASHELSKY, 2013; VERONESE, 2020):

$$f = \frac{1}{2\pi RC\sqrt{6}} \quad (11)$$

Utilizando os valores práticos de R igual a 1,2 k Ω e C igual a 3,3 nF, a frequência encontrada é aproximadamente 16,4 kHz. Na prática, a frequência de oscilação medida foi de 14,3 kHz. As Figuras 4.2 e 4.3 apresentam em detalhes a implementação dos osciladores para as fontes de baixa tensão e alta tensão respectivamente.

A Figura 4.2 mostra o esquema completo do circuito oscilador juntamente com o resistor de ajuste de ganho constante, denominado como RP3 na figura; logo em seguida o seguidor de tensão formado pelo amplificador operacional AD820 (ANALOG DEVICES, 1999) denominado como U1.

A Figura 4.3 mostra o esquema completo do circuito oscilador juntamente com o potenciômetro digital para ajuste de ganho variável, denominado como U7 na figura; logo em seguida o seguidor de tensão formado pelo amplificador operacional AD820 denominado como U3.

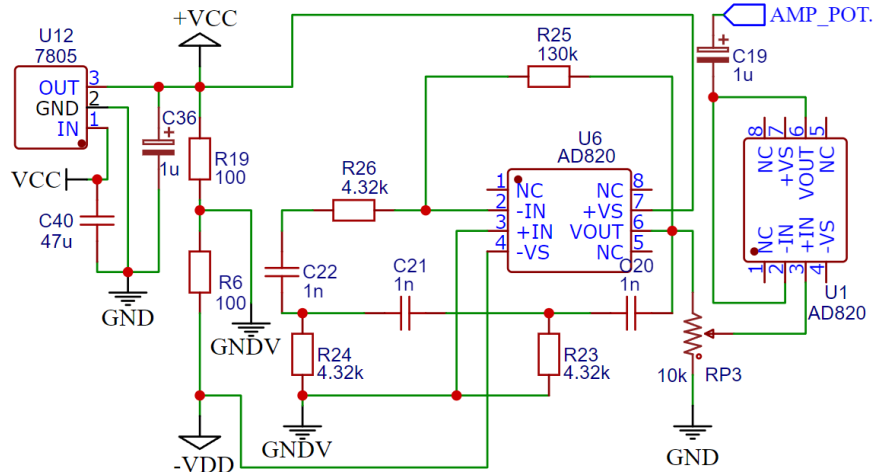


Figura 4.2 – Circuito oscilador para fonte de baixa tensão com ganho constante e *buffer* de saída. Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).

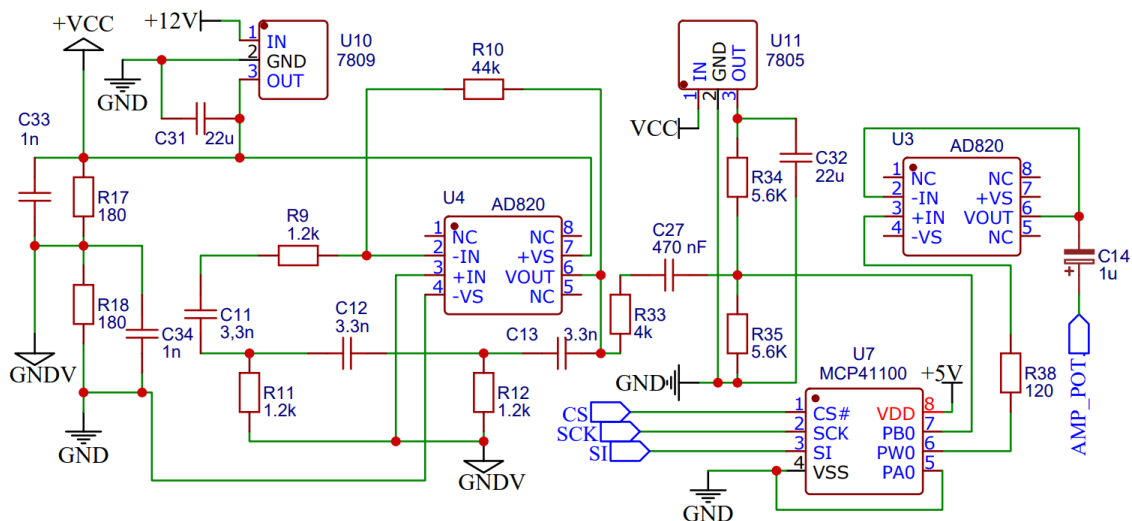


Figura 4.3 - Circuito oscilador para fonte de alta tensão simétrica, com ganho variável e *buffer* de saída. Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).

Ao final do circuito nas duas figuras anteriores, é adicionado um capacitor eletrolítico, com a função de desacoplamento entre o circuito oscilador e amplificador de potência (COMPONENTS 101, 2023; LABIAL, 2020).

Componentes utilizados para oscilador da fonte de alta tensão variável:

- 2 resistores $180 \Omega \pm 5\%$;
- 3 resistores $1200 \Omega \pm 5\%$;
- 3 capacitores poliéster $3,3 \text{ nF} \pm 5\%$;

- 2 capacitores poliéster 1 nF $\pm 5\%$;
- 1 amplificador operacional AD820;
- 1 resistor 44 k Ω $\pm 1\%$;
- 1 resistor 4 k Ω $\pm 5\%$;
- 2 resistores 5,6 k Ω $\pm 5\%$;
- 2 capacitores de tântalo 22 μ F $\pm 10\%$;
- 1 capacitor poliéster metalizado 470 nF $\pm 10\%$;
- 1 regulador de tensão 7809.

Componentes utilizados para oscilador da fonte de baixa tensão fixa:

- 2 resistores 100 Ω $\pm 5\%$;
- 3 resistores 4,32 k Ω $\pm 5\%$;
- 1 resistor 130 k Ω $\pm 1\%$;
- 1 potenciômetro 10 k Ω ;
- 3 capacitores poliéster 1 nF $\pm 5\%$;
- 1 capacitor eletrolítico 1 μ F $\pm 5\%$;
- 1 capacitor de tântalo 47 μ F $\pm 10\%$;
- 1 amplificador operacional AD820;
- 1 regulador de tensão 7805.

4.2.2. Controle digital da amplitude de tensão

O controle digital da amplitude de tensão é implementado por um potenciômetro digital da Microchips, modelo MCP41010, com resistência máxima de 10 k Ω , apresentando lógica de controle da resistência em 256 níveis, controlado por uma *serial peripheral interface* (SPI) em comunicação com a unidade de processamento central Arduino Mega 2560 (MICROCHIP TECHNOLOGY INCORPORATED, 2003).

As conexões B, W e A, mostrados na Figura 4.4, podem ser combinadas de várias formas para uma específica aplicação no circuito, podendo operar nos modos: reostato quando o terminal W está em curto com A ou B, ou no modo potenciômetro quando os três terminais estão em potenciais diferentes. Para o propósito deste trabalho, o modo potenciômetro foi utilizado. O esquema mostrado na Figura 4.4 foi implementado e apresentado na Figura 4.3, denominado como U7.

Para controlar a amplitude do sinal senoidal gerado, o circuito divisor de tensão utilizando o potenciômetro digital permite a variação da amplitude do sinal de saída que será aplicado ao circuito amplificador de potência. A amplitude da voltagem da onda senoidal pode variar de 50 mV a 3,08 V pico a pico, direcionados ao amplificador de potência.

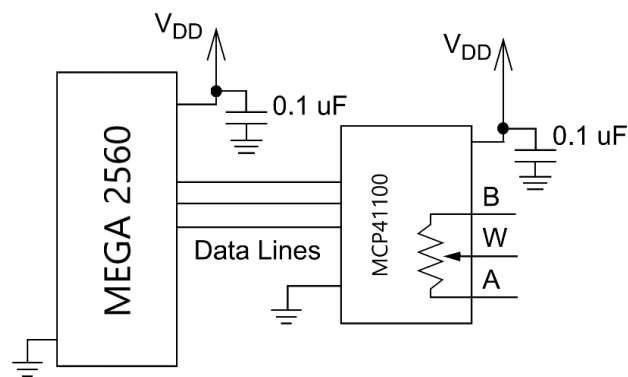


Figura 4.4 - Diagrama esquemático potenciômetro digital MCP41010 em conexão com a unidade de controle. Fonte: adaptado de Microchip Technology Inc. (2003)

Para a fonte de baixa tensão fixa, o controle de tensão é ajustado por um potenciômetro analógico, onde o ganho é ajustado e mantido constante. A amplitude da onda senoidal para o oscilador é de 632 mV.

Os componentes utilizados aqui foram:

- 1 potenciômetro digital MCP1010;
- 1 potenciômetro 10 k Ω ;
- 1 resistor 120 Ω .

4.2.3. Amplificador de potência

O circuito amplificador de potência é montado como recomenda o fabricante. O circuito integrado TDA2030 pode fornecer uma potência típica de 14W, correntes de pico de até 3,5 A, possui baixos harmônicos e baixa distorção (SGS-THOMSON MICROELECTRONICS, 1993).

Para obter as características de tensão já citadas, dois circuitos amplificadores são usados: um para obter a faixa de tensão fixa de $\pm 5V$ e outro para obter a faixa de tensão variável de $\pm 400V$. O primeiro usa ganho de tensão fixo, apresentando uma tensão de saída

de 4,32 V. O segundo possui ganho de tensão variável, resultando em uma tensão de saída na faixa de 152 mV a 9,68 V. A tensão de saída de ambos os circuitos é aplicada à bobina primária de um transformador. A Figura 4.5 apresenta o esquema para o amplificador de potência, que é o mesmo para ambas as fontes de tensão.

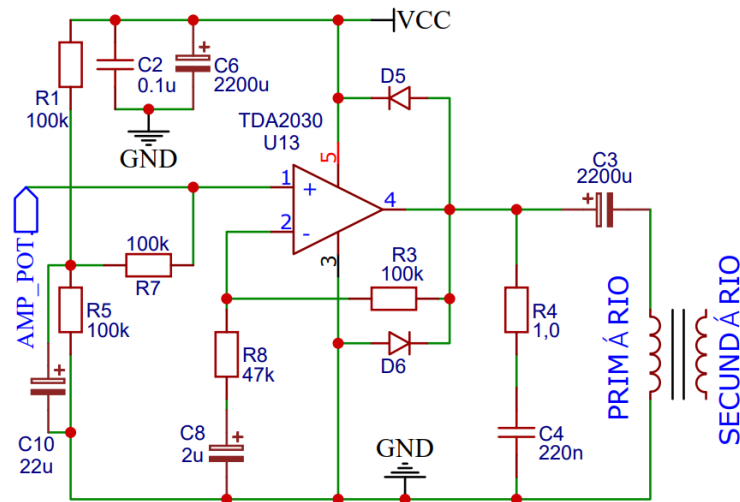


Figura 4.5 - Amplificador de áudio TDA 2030. Mesmo esquemático para ambas as fontes de tensão. Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).

Devido à baixa impedância de entrada do amplificador de áudio, um buffer de tensão, descrito nas Figuras 4.2 e 4.3, com ganho unitário, foi utilizado para a comunicação entre os circuitos oscilador e amplificador, proporcionando casamento de impedâncias, evitando que a amplitude do sinal de saída do oscilador seja alterada por demandas de corrente do amplificador de potência.

Lista de componentes do amplificador de potência para as fontes de alta tensão variável e baixa tensão fixa:

- 1 amplificador operacional AD820;
- Capacitores eletrolítico: 1µF; 22µF; 2200µF; 2µF; 2000µF;
- Capacitores poliéster: 0,1 µF; 220 nF;
- 1 amplificador de áudio TDA2030;
- 1 dissipador de calor de alumínio;
- 2 diodos retificadores 1N-4007;

- 1 dissipador de calor em Alumínio.

4.2.4. Transformador

O transformador permite modificar os níveis de tensão e correntes para servir a diversos propósitos e circuitos, mantendo os níveis de potência quase constantes. Aqui se justifica o uso de corrente alternada. O princípio de funcionamento de um transformador se embasa nas Leis de Faraday e Lenz, onde uma força eletromotriz pode ser induzida em uma espira devido à variação do fluxo magnético que passa por ela, criando assim uma corrente alternada neste circuito. Uma combinação entre bobinas primárias e secundárias podem ocasionar aumento ou queda da tensão inicial, além de proporcionar isolamento galvânico entre duas regiões do circuito.

O transformador utilizado para a fonte de alta tensão variável possui núcleo de ferrite modelo NEE-42/21/20 material IP12R. Possui uma razão de espiras de n_1/n_2 igual a 32. A amplitude da voltagem pico a pico de saída na bobina secundária apresentou valores na faixa de 4,4 V a 272 V.

O transformador utilizado para a fonte de baixa tensão fixa possui núcleo de ferrite modelo NEE-30/15/7 material IP12R. Possui uma razão de espiras de n_1/n_2 igual a 6. A amplitude da voltagem pico a pico de saída na bobina secundária é de 23,2 V.

4.2.5. Circuito retificador e dobrador de tensão

O circuito de retificação geralmente é utilizado para transformar uma forma de onda variante no tempo em um valor constante. Considerando uma forma de onda senoidal com período T , na primeira metade do ciclo tem-se uma função positiva que varia no tempo, onde seu valor máximo é sua amplitude V_m e na outra metade sua amplitude é $-V_m$. Diodos retificadores praticamente separam as porções positivas e negativas de uma forma de onda senoidal (BOYLESTAD e NASHELSKY, 2013).

Na primeira metade do período, onde a tensão é positiva, o diodo é configurado para estar diretamente polarizado, deixando a corrente fluir, se comportando como um curto-circuito nas suas extremidades. Para a segunda metade do período, onde a tensão é negativa, o diodo é configurado para estar reversamente polarizado, não conduzindo corrente, comportando-se como um circuito aberto nas extremidades. Juntamente com a descrição do circuito de retificação, houve a implementação de um dobrador de tensão.

O circuito dobrador tem como efeito um sinal de saída constante igual ao dobro do valor de pico do sinal de entrada, e é implementado a partir do circuito de retificação. Pode ser dividido em dois estágios para melhor compreensão: circuito grampeador e circuito detector de pico (MAKAROV; LUDWIG; BITAR, 2016).

No primeiro estágio, apresentado na Figura 4.6, o circuito grampeador é composto pelos componentes C29, D14 e D16 para a tensão positiva, deslocando a onda senoidal verticalmente no valor de sua amplitude. Para a tensão negativa, os componentes são C30, D13 e D15. Os valores de tensão pico a pico gerados pela bobina secundária do transformador vão de 7,6 V a 408 V, sendo composta pelos picos de +204 V e -204 V por exemplo. Isso significa que a partir desse estágio a amplitude da onda senoidal é de 408 V aproximadamente.

No segundo estágio, o circuito detector de pico, apresentado na Figura 4.6, composto pelos componentes D3, D3, C1 e C15 para a tensão positiva, e D1, D2, C16 e C35 para a tensão negativa, é responsável por transformar o sinal de saída senoidal em um sinal contínuo e constante. Após o detector de pico, a tensão de saída na prática está próxima de 402 V.

A Figura 4.6 (b) mostra o esquema do circuito retificador com a aplicação dos reguladores de tensão positiva +5 V (7805) e negativa -5 V (7905), usados para fixar a tensão, mesmo que ocorra uma variação na tensão de saída numa faixa superior a 5 V ocasionada pelo descarregamento da bateria.

Lista de componentes para o circuito retificador dobrador da fonte de alta tensão variável:

- 1 resistor 10 k Ω ;
- 2 resistores 10 M Ω ;
- 6 capacitores polipropileno 1 μ F;
- 8 diodos retificadores 1N-4007.

Lista de componentes para o circuito retificador da fonte de baixa tensão fixa:

- 2 capacitores de tântalo 47 μ F;
- 2 capacitores eletrolítico 2200 μ F;
- 2 capacitores eletrolítico 220 μ F;
- 8 diodos retificadores 1N-4007;

- 2 reguladores de tensão 7805.

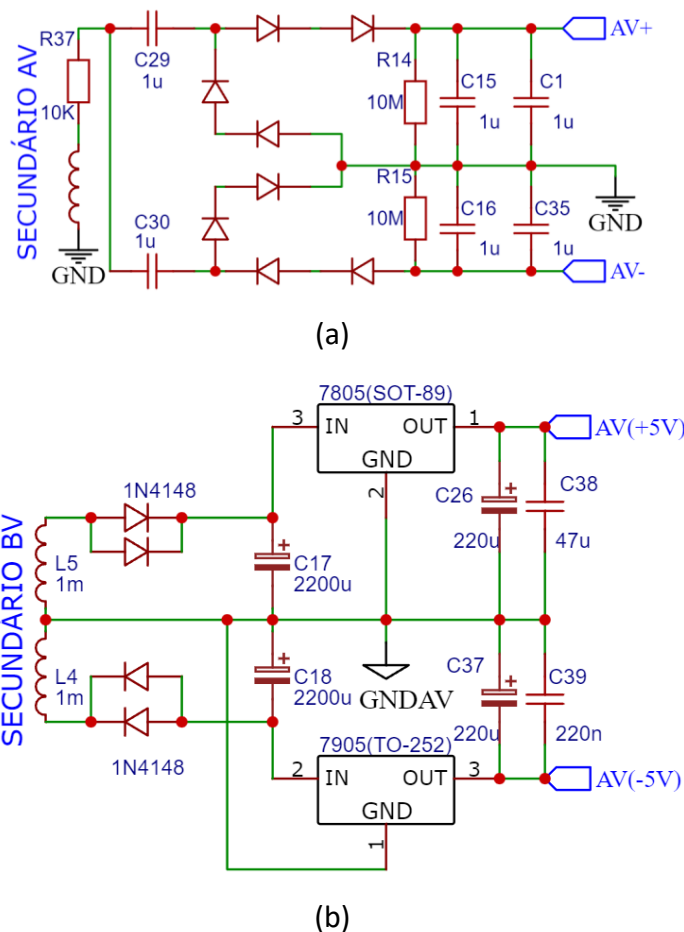


Figura 4.6 – (a) Circuito retificador e dobrador de tensão utilizada para a fonte simétrica de alta tensão variável. (b) Circuito retificador de tensão para a fonte simétrica de baixa tensão. Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).

4.2.6. Acoplamento entre fontes de tensão

Para que o sistema de detecção funcione e a voltagem de polarização da câmara de ionização seja corretamente aplicada, é necessário realizar o acoplamento das fontes de tensão fixa e variável. O valor de tensão gerado pela fonte variável ± 400 V é definido como o valor de referência para a fonte de tensão fixa ± 5 V. Do ponto de vista da fonte fixa, essa referência pode ser chamada de *ground* (GND), porém observando o circuito como um todo, essa referência é denominada *ground* da alta voltagem (GNDAV), ou seja, um aterramento virtual variável. A tensão GNDAV é também a tensão de polarização da câmara de ionização. Assim, a faixa de 10 V de amplitude da fonte fixa pode flutuar sobre a tensão de referência como (AV + 5) V e (AV – 5) V. Essa faixa flutuante, permite que o sinal gerado pela câmara de

ionização seja lido como um valor de tensão entre +5 V e -5 V para o circuito de detecção e leitura.

O circuito da Figura 4.7 ilustra como ocorre o acoplamento entre as fontes. Isso é possível a partir do isolamento galvânico fornecido pelo transformador, onde o lado em que a bobina secundária está presente pode ser manipulado para objetivos específicos de saída de tensão, sem nenhum contato físico com o circuito primário. A chave SW2 proporciona a escolha entre a tensão de polarização negativa ou positiva para a câmara de ionização.

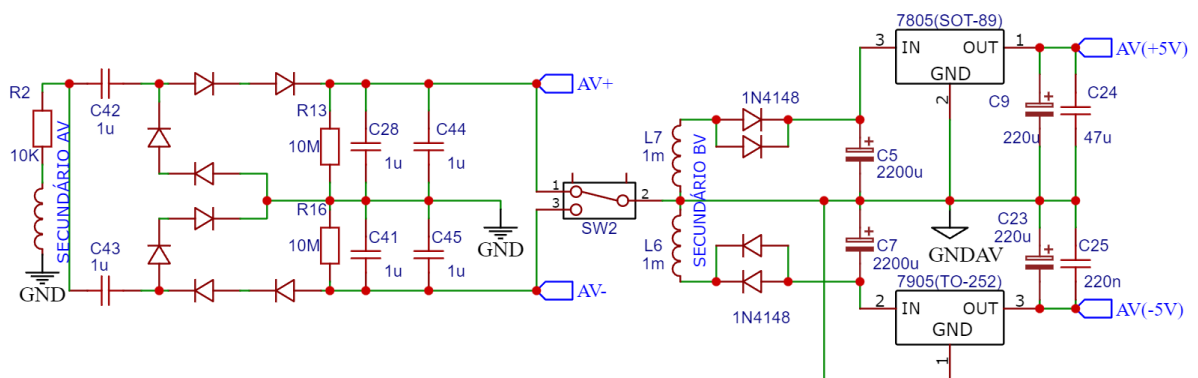


Figura 4.7 - Acoplamento da fonte de alta tensão variável com a fonte de baixa de tensão fixa. Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).

4.2.7. Ruído

O ruído em fontes chaveadas de alta frequência é devido principalmente a picos de tensão causados pela rápida subida das bordas de tensão provocado pelo circuito de chaveamento. De acordo com a frequência de chaveamento definida, o ruído gerado pode ser da ordem de MHz. Uma limitação real dos capacitores usados em filtros de ruídos de 1ª e 2ª ordens, são a *equivalent series resistance* (ESR) e a *equivalent series inductance* (ESL) que limitam a capacidade de atenuar esses picos, enquanto a autoindutância nos condutores de aterramento reduz a eficiência do desacoplamento de terra em alta frequência. Utilizando um ferrite em série e um capacitor de cerâmica em paralelo com o capacitor de saída, ajudam a reduzir os picos de ruídos de modo diferencial (HUA, 2019).

Em circuitos analógicos sensíveis, os picos de ruído podem causar interferências, erros de clock e efeito antena. Uma atenção adequada no layout do circuito, filtragem e blindagem adequados podem reduzir drasticamente estes efeitos (WILSON, 2012).

Alguns tipos de ruídos estão atrelados aos circuitos elétricos, como o ruído Flicker (ou ruído $1/f$) e o ruído térmico (ou ruído branco). O ruído Flicker geralmente é encontrado em circuitos de corrente DC, é de baixa frequência e está relacionado a diferentes propriedades de superfícies e imperfeição de contato entre condutores. Atualmente, como os circuitos utilizam uma grande variedade de transistores MOSFET, a interface existente entre o silício e o óxido faz com que os portadores de carga sejam retidos e posteriormente liberados randomicamente, originando assim esse tipo de ruído (HUBBARD, 2018; NOCETI, 2002).

O ruído térmico é originado pelo movimento randômico dos portadores de cargas em condutores introduzindo flutuações na tensão medida, mesmo quando a corrente é definida em zero. Esse efeito é amplificado em resistores devido ao fácil aquecimento destes componentes (OTT, 1988; PETTAI, 1984).

4.2.8. Precisão, exatidão e estabilidade da voltagem de polarização

A precisão é definida como o grau de dispersão de repetidas medidas do mesmo mensurando. Quanto maior a precisão, menor a dispersão entre os dados. A exatidão representa o grau de concordância entre o valor verdadeiro e o valor medido. Quanto mais exato, mais próximo do valor verdadeiro (INMETRO, 2012).

Para a avaliação da voltagem, foi utilizado um multímetro 289 True RMS Multimeter, da marca Fluke, configurado para a função voltímetro, com faixa de medição de 0 a 500 V, apresentando uma incerteza de $\pm 0,01$ V em toda escala.

A estabilidade da voltagem de polarização foi aferida em intervalos de 15 min durante 1 hora, para verificar a discrepância percentual entre as medidas de 15 min e 60 min. A voltagem utilizada foi de 300 V nominal, com o valor experimental médio aferido de 303,2 V, apresentando uma exatidão de 98,9% e precisão de 99,8%. A máxima variação entre os valores em 15 min e 60 min foi de 0,07%.

Para a voltagem de polarização negativa, -300 V nominal, com valor experimental médio aferido de -303,9 V, foi obtida exatidão de 98,7% e precisão de 99,6%, com máxima variação entre os valores em 15 min e 60 min de 0,46%.

4.2.9. Razão Sinal Ruído para os níveis de tensão

A Figura 4.8 apresenta a variação sobre a tensão contínua utilizada para alimentação do sistema de medição e polarização na câmara de ionização. Para a aquisição dos dados foi

utilizado o osciloscópio da marca Tektronix, modelo TDS 2022C, em acoplamento de corrente alternada (CA).

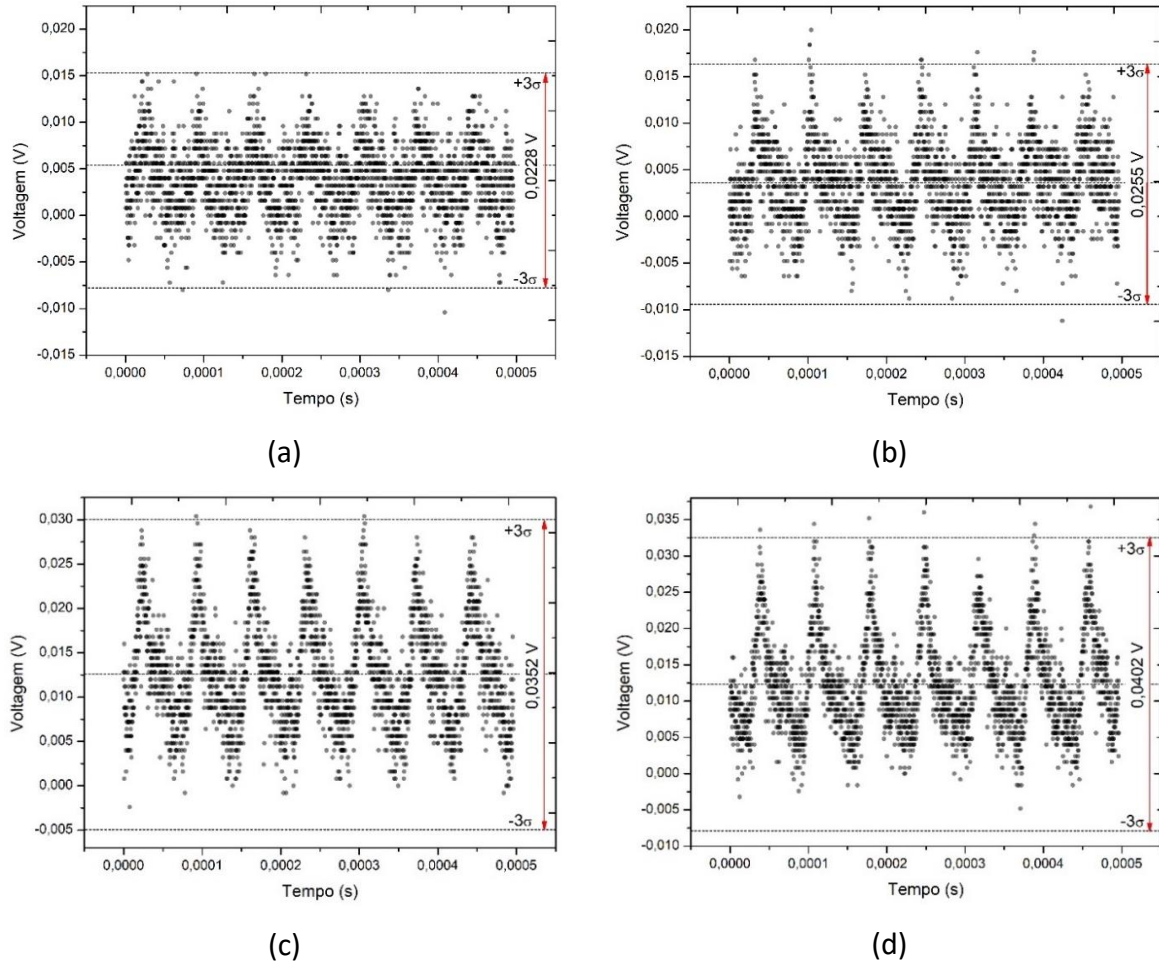


Figura 4.8 - (a) Tensão de polarização 100 V. (b) Tensão de polarização de 200 V. (c) Tensão de polarização de 300 V. (d) Tensão de polarização de 400 V. Fonte: de autoria própria (2023).

Para os valores de tensão definidos acima, foi possível estimar a voltagem de oscilação, ou tensão de *ripple* (V_{ripple}). Para os valores de voltagem de 100, 200, 300 e 400 V a V_{ripple} obtida foi de 22,8 mV, 25,5 mV, 35,2 mV e 40,2 mV respectivamente. Comparando os valores em termos percentuais, a V_{ripple} representa aproximadamente 0,023% da tensão de polarização de 100 V, 0,012% de 200 V, 0,012% de 300 V e 0,010% de 400 V. O fator de *ripple*, é dado pela razão entre a voltagem real (V_{RMS}) pela voltagem contínua média (V_{DCMed}):

$$\gamma = \frac{V_{RMS}}{V_{DCMed}}, \quad (12)$$

em que para os valores de tensão de polarização esse fator é de 0,999 para toda a faixa dinâmica de voltagem.

A razão sinal ruído (*Signal Noise Ratio - SNR*) é uma comparação entre dois parâmetros, a maior intensidade do sinal criado no sistema de medida e o ruído presente na saída desse sistema. Pode ser definida pela razão entre a média das leituras do sinal e o seu desvio padrão.

$$SNR = \mu/\sigma \quad (13)$$

Para a estimativa da razão sinal ruído, foi aplicado um sinal máximo de corrente, integrado no intervalo de 1min, utilizando a voltagem de polarização máxima de 400V. A razão sinal ruído obtida foi de 535,8.

4.3. Sistema de medição

O sistema de medição é responsável por adquirir os sinais gerados no volume sensível da câmara de ionização e transformá-los em um sinal elétrico mensurável pronto para digitalização.

O sensor é constituído pela câmara de ionização, podendo ser de diferentes geometrias e aplicações. Quando a câmara de ionização está acoplada ao sistema de leitura, essa associação na presença da radiação ionizante gera uma conversão de corrente elétrica (sinal analógico) para um potencial elétrico, conferindo assim o transdutor de medição.

4.3.1. Pré-amplificador e escala de corrente

Dentro da cadeia de componentes que compõem o sistema de leitura, o pré-amplificador é o primeiro elemento do circuito. É a interface entre o elemento sensor e o circuito de processamento e digitalização. O pré-amplificador não necessariamente atua como um circuito de amplificação, essa característica depende do tipo de elemento sensor usado. Para fotomultiplicadoras e detectores semicondutores, a amplificação pode ir de 5 a 10^4 (KNOLL, 2009). Para detectores a gás de radiação ionizante, o pré-amplificador atua como um circuito de acoplamento de impedâncias entre o detector e o sistema amplificador. A alta impedância e a baixa corrente de polarização garantem que o pré-amplificador funcione como um conversor de corrente tensão ou como um amplificador de transimpedância (ATI), retornando na sua saída um valor de tensão, que é proporcional à corrente de entrada, proveniente do detector.

O ATI é amplamente utilizado como amplificador de entrada analógico, para sensores do tipo Geiger Muller, fotomultiplicadoras, fotodiodos e câmaras de ionização (FRANCO, 2019b).

Um amplificador de transimpedância é configurado a partir de um resistor de retroalimentação conectando a entrada inversora à saída, e aterrando a entrada não inversora.

A corrente de entrada I_e aplicada na entrada inversora, devido à alta impedância de entrada, é forçada a percorrer o caminho pelo resistor R_f , fazendo com que a tensão na saída do amplificador mude. O resistor R_f converte a corrente I_e em uma tensão de saída V_s , dada pela lei de Ohm:

$$V_s = I_e \times R_f \quad (14)$$

O resistor R_f pode ser compreendido como o ganho do amplificador de transimpedância.

Circuitos de transimpedância podem oscilar e distorcer o sinal devido a capacitâncias de entrada parasitas da ordem de 10 pF a 100 pF. Os amplificadores operacionais possuem capacitância de entrada em modos comum e diferencial, devido aos estágios de entradas compostos por transistores. Para um circuito detector com câmara de ionização, existe a adição de capacitâncias externas, como a própria capacitância da câmara, cabos e circuito impresso. Essas capacitâncias podem ser agrupadas como uma capacitância equivalente, referente à entrada inversora no circuito de transimpedância e uma compensação adicional deve ser considerada para manter a estabilidade do sistema e restaurar a margem de fase (CHIOYE, 2021; FRANCO, 2019).

A escala de leitura é composta por vários resistores de realimentação configurados no circuito pré-amplificador, mostrado na Figura 4.9. Uma faixa de leitura de corrente entre 5 pA até 5 μ A é pretendida, e para isso, dispositivos relés de contato único normalmente abertos são combinados com valores específicos de resistores de realimentação para gerar um sistema seletor de ganhos variável, permitindo ampla faixa dinâmica de leitura de corrente.

Utilizando a Equação 13, é possível definir as faixas de voltagens produzidas pela configuração de transimpedância do pré-amplificador, proporcional à corrente de entrada gerada na câmara de ionização. Resistores com os seguintes valores foram utilizados: 1 M Ω , 100 M Ω , 10 G Ω . A Tabela 4.1 mostra os valores de corrente teóricos de acordo com o resistor

de realimentação selecionado.

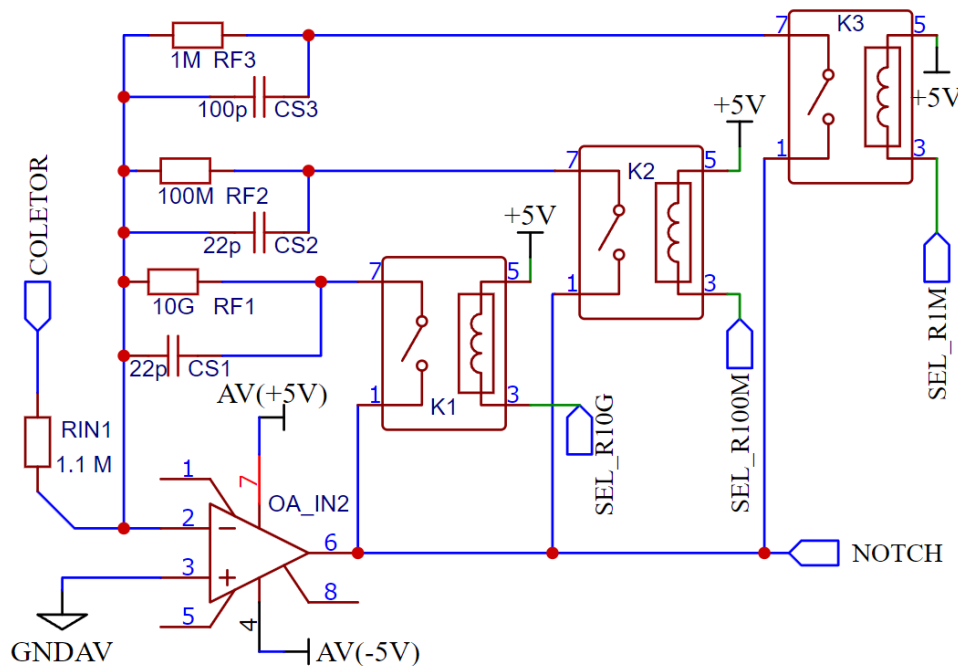


Figura 4.9 - Amplificador operacional AD820 em configuração de transimpedância ou conversor de corrente para tensão. Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).

Para o CAD, as tensões de entrada devem variar de 0 V até 5 V, de modo que as faixas de tensões geradas pelos resistores indicados acima devem proporcionar continuidade na leitura, que é conseguido por definir regiões de intersecção ou regiões que os valores de voltagem sejam comuns a dois resistores de realimentação consecutivos.

Tabela 4.1 - Valores da faixa dinâmica de medição de corrente a partir da escala automática de ganho.

Resistores de realimentação	Corrente mínima	Corrente máxima
10 G Ω	0,5 pA	500 pA
100 M Ω	50 pA	50 nA
1 M Ω	5 nA	5 μ A

Capacitores de compensação foram adicionados em paralelo com cada resistor de realimentação, para manter a estabilidade do circuito de transimpedância, evitando oscilações desnecessárias.

Para o pré-amplificador foi utilizado o amplificador operacional CA3420 (INTERSIL AMERICAS, 2005), específico para aplicações em pico amperímetros e eletrômetros de alta impedância. As principais características são: baixa corrente de polarização de entrada, na ordem de 200 fA; alta impedância de entrada ($> 1000 \text{ G}\Omega$) e saída *rail-to-rail*, que é basicamente quando a tensão na saída pode alcançar os mesmos valores da tensão de alimentação. Foi aplicada alimentação simétrica de $\pm 5 \text{ V}$.

Lista de componentes:

- 3 relés SIP-1A05;
- Resistores de realimentação de $10 \text{ G}\Omega$, $100 \text{ m}\Omega$ e $1 \text{ }\Omega$;
- Resistores de entrada $1\text{M}\Omega$ e $100 \text{ k}\Omega$;
- 1 amplificador operacional CA3420;
- 2 capacitores de cerâmica 22 pF ;
- 1 capacitor de cerâmica 100 pF ;
- Circuito integrado ULN2003A;
- 1 conector triaxial macho.

4.3.2. Filtro Notch

O filtro *Notch* é uma modalidade exclusiva de filtros rejeita-banda. Pode ser usado para rejeitar uma faixa única e muito estreita de frequências. No circuito de leitura, é utilizado para rejeitar e atenuar o ruído elétrico de frequência específica 60 Hz , induzido no circuito por cargas indutivas. Há várias configurações específicas do filtro *Notch*, em circuitos passivos e ativos; a configuração utilizada neste projeto é conhecida como filtro *Notch twin-T* ativo, apresentado na Figura 4.10, sendo a combinação de dois tipos de filtros, um filtro passa alta e um filtro passa baixa conectados em paralelo. O amplificador operacional é o elemento ativo do circuito *Notch* configurado como um *buffer* (CARTER, 2006; ZUMBAHLEN, 2017).

O circuito *buffer* é obtido conectando a saída do amplificador operacional à sua entrada inversora. Este circuito isola o sinal de entrada por meio de um estágio de ganho unitário sem inversão de polarização. Devido à alta impedância de entrada, e baixa impedância na saída, isso ajuda a evitar problemas com casamento de impedâncias entre regiões do circuito, como por exemplo a saída do filtro e a entrada do optoacoplador; fornece um sinal de realimentação aumentando a atenuação do ruído; permite o encadeamento de

sub circuitos sem degradação considerável da informação ou sinal transmitido (BOYLESTAD; NASHELKY, 2013; CARTER, 2006).

A amplitude do ruído 60 Hz satura a saída do amplificador operacional em 5 V, e após a aplicação do filtro, o sinal é atenuado para 20 mV. Essa atenuação medida na escala decibéis possui o valor de -24 dB. A Figura 4.7 a seguir mostra a configuração do filtro *notch* implementado.

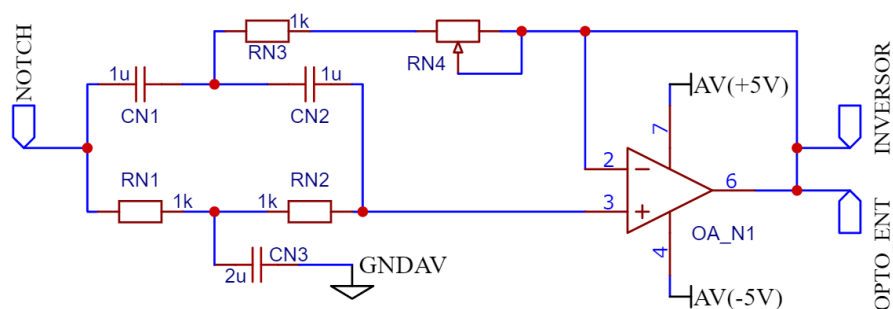


Figura 4.10 - Filtro *Notch twin-T* ativo. Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).

Os resistores RN3 e RN4 podem ser substituídos por um potenciômetro para maior precisão no ajuste da frequência central de corte. A frequência de corte é dada pela seguinte relação:

$$f_0 = 1/2\pi RC \quad (15)$$

Componentes utilizados:

- 4 capacitores poliéster 100 nF;
- 2 resistores 27 kΩ;
- 1 resistor de 10 Ω;
- 1 potenciômetro de 50 kΩ;
- 1 amplificador operacional AD820.

4.3.3. Amplificador inversor

Pode ser configurado como amplificador de ganho constante. Descrito na Figura 4.11, a saída é uma relação entre o ganho e a voltagem de entrada. O ganho pode ser definido pelo resistor de entrada R1 e pelo resistor de realimentação R2 (BOYLESTAD e NASHELKY, 2013).

A saída é invertida em relação à entrada, dada pela seguinte equação:

$$V_s = -\frac{R_{I2}}{R_{I1}} \times V_e, \quad (16)$$

onde V_s e V_e são as voltagens de saída e entrada respectivamente.

Circuitos inversores são úteis para inversão de um sinal com polarização negativa para uma polarização positiva, pois CADs não digitalizam sinais negativos. Em testes de caracterização e aceitação do dosímetro, polarização variável e negativa será aplicada à câmara de ionização, invertendo o fluxo de corrente e consequentemente o sinal. Assim, o circuito inversor tem o papel de realizar a inversão do sinal negativo, permitindo a conversão pelo CAD.

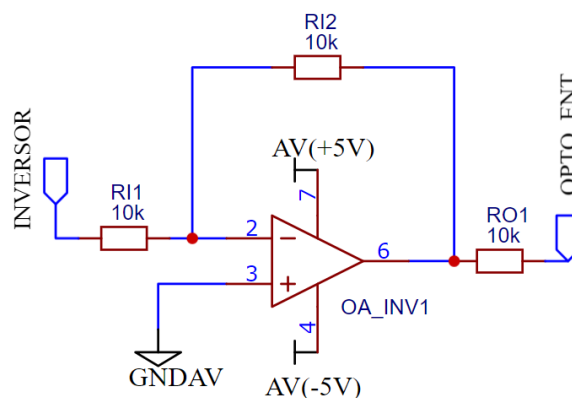


Figura 4.11 - Amplificador operacional em configuração inversora. Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).

Componentes do circuito:

- 2 resistores de 10 k Ω ;
- 1 amplificador operacional AD820;
- 1 relé duplo reversível G6K-2F-Y3VDC.

4.3.4. Optoacoplador

A isolação galvânica é um conceito prático de isolamento entre diferentes seções elementares de uma placa de circuito. Isso evita o fluxo de corrente por não existir conexão metálica. Entre a barreira de isolamento podem ser trocadas informações e energia por meios ópticos (ondas eletromagnéticas). É utilizada quando duas ou mais regiões do circuito devem

trocar informações, porém suas referências devem ficar em potenciais diferentes. Essa característica está presente em uma parte do circuito de leitura do eletrômetro, onde o sinal gerado pela câmara de ionização com sua referência no GND_{AV} deve ser transferido para baixa tensão com a referência GND. Circuitos de digitalização de sinais, como CAD, não suportam sinais de entrada de alta tensão, devido à esta limitação o uso de um optoacoplador é essencial para transmitir o sinal gerado na alta tensão para os níveis de baixa tensão.

O IL300 (VISHAY, 2004) é um optoacoplador para isolamento de alta tensão geralmente utilizado em sensores industriais, transdutores médicos e sistemas de medição. O circuito da Figura 4.12 mostra a configuração de um amplificador unipolar fotocondutivo, respondendo apenas a sinais de entrada positivos.

A razão da tensão de entrada pela saída segue a seguinte relação:

$$\frac{V_s}{V_e} = \frac{K_2}{K_1} \times \frac{R_{P1}}{R_{O2}}, \quad (17)$$

sendo K_1 e K_2 os respectivos ganhos do fotodiodo de compensação e fotodiodo de saída. R_{O2} estabelece a faixa dinâmica de variação do sinal de entrada em conjunto com a máxima corrente fornecida pelo amplificador OA_OC1 e o ganho do fotodiodo de compensação:

$$R_{O2} = V_{e_{MAX}} / (K_1 \times I_{0_{MAX}}) \quad (18)$$

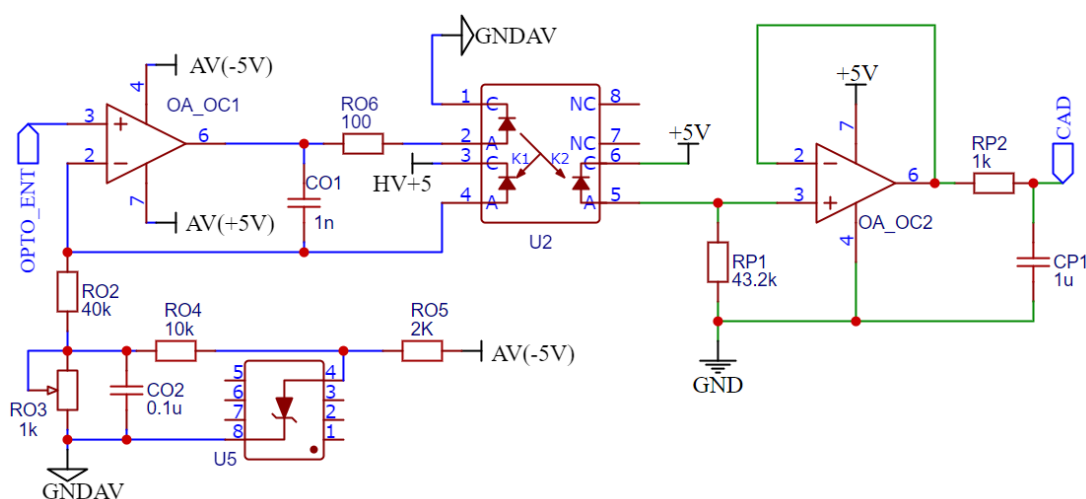


Figura 4.12 - Circuito esquemático para opto acoplador IL300. Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).

O amplificador de saída está configurado como um seguidor de tensão, onde a corrente gerada pelo fotodiodo de saída I_{p2} passa pelo resistor RP1 produzindo uma tensão na entrada não inversora de OA_OC2.

Componentes do circuito:

- Resistores: 100 Ω , 1k Ω , 2k Ω , 10 k Ω , 11 k Ω , 40,2 k Ω , 43,2 k Ω ;
- 1 potenciômetro de 1 k Ω ;
- Capacitores de poliéster 1 μ F e 100 nF;
- 1 capacitor de cerâmica 8,2 pF;
- 1 diodo de referência de tensão LM285D-2,5-R2;
- 2 amplificadores operacionais AD820;
- 1 optoacoplador linear IL300-D.

4.3.5. Sistema de controle central

Para o gerenciamento das funções do eletrômetro, um sistema de controle central reúne e administra todo o circuito eletrônico, ativando e desativando funções e componentes para propósitos e desempenhos variados. O dispositivo é uma placa da plataforma Arduino baseada no microcontrolador ATmega2560, 54 pinos de entradas e saídas digitais, 16 entradas analógicas, 4 portas de comunicação serial e funções PWM. O Microcontrolador é um processador de 8 *bits* com frequência de operação de 16 MHz. Possibilita comunicação via protocolos SPI e I2C.

O Arduino Mega é responsável pela seleção e ativação de relés para resistores de realimentação, chave de seleção de tensão positiva e negativa, controle de potenciômetro digital para ajuste da tensão de operação, desvio de sinal para circuitos inversores, monitoramento de nível de bateria, monitoramento e checagem de polarização da câmara de ionização, controle e leitura de sensores de temperatura, pressão e umidade, possui CAD interno, seleção entre modos de leitura como taxa de dose e dose integrada, definição de início e parada de leitura do sinal, ativação da função checagem de leitura puramente eletrônica, compartilhamento de informações via dispositivo *bluetooth* com *smartphone* para visualização dos valores de medição, controle de tela *oled* como segundo dispositivo mostrador.

A Figura 4.13 apresenta a ilustração da placa, com os pontos de conexão para controle

do sistema.

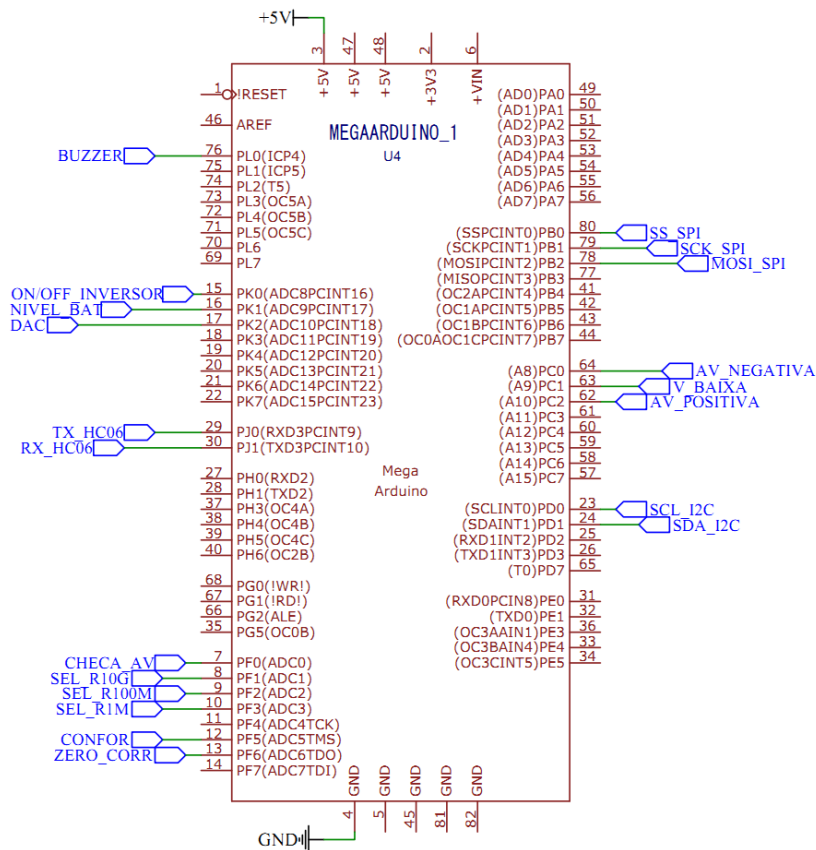


Figura 4.13 – Esquemático Arduino Mega 2560 e suas portas de conexão para controle. Esquemático obtido a partir da biblioteca EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).

O sistema de controle central possui suas funções e programação descritos no apêndice. Código de controle implementado na linguagem C, utilizando a plataforma de escrita Arduino.IDE, versão atualizada disponível no site: arduino.cc.

Componente do circuito:

- Arduino Mega 2560.

4.3.6. Conversor analógico digital

A plataforma Arduino, dentre suas funções, possibilita a leitura de sinais analógicos por meio de um CAD, com taxa de amostragem configurada internamente. A resolução é de 10 bits, a voltagem de referência é 5 V, possibilitando 1024 valores entre 0 e 5 V, em intervalos (resolução) de 4,9 mV aproximadamente. A frequência ou *clock* do conversor é baseada na frequência do cristal de 16 MHz, ou seja, o *clock* do CAD é uma fração do *clock* do oscilador

principal, por fatores de 2, 4, 8, 16, 32, 64 e 128. Para uma conversão, são necessários 13 pulsos de clock, limitando a frequência de amostragem. Usando um fator divisor de 128, o clock do conversor seria de 125 kHz, e a frequência de conversão de 9,6 kHz, ou 9600 leituras por segundo (Arduino, 2022). Entende-se nível do CAD como o número de digitalização obtido que quando multiplicado pela resolução de 4,88 mV recupera-se o valor do sinal em Volts.

4.3.7. Circuito de guarda

O circuito da Figura 4.14 apresenta um seguidor de tensão, replicando o mesmo potencial elétrico de polarização do coletor, direcionado ao anel de guarda, com uma característica de baixa impedância de entrada.

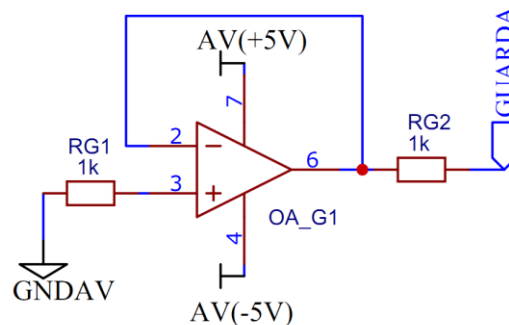


Figura 4.14 – Circuito de guarda. Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).

Para a conexão da câmera de ionização e o circuito de leitura, foi utilizado um cabo triaxial de 100 cm. O cabo triaxial é formado por um condutor central conectado ao coletor, uma malha de revestimento intermediária denominada como condutor de guarda e outra malha mais externa chamada de condutor de blindagem. Entre o coletor e guarda, e entre guarda e blindagem, existe uma camada de material isolante, geralmente polietileno.

Colocar os eletrodos coletor e guarda no mesmo potencial evita a passagem da corrente de fuga para o coletor alterando o sinal de leitura; além disso, permite a homogeneidade das linhas de campo elétrico dentro do volume sensível da câmera de ionização.

4.3.8. Circuito *offset*

Devido às discrepâncias estruturais nos componentes internos de um amplificador operacional, a tensão de saída na prática não é nula e apresenta um desvio. Para anular este desvio, é necessário implementar um circuito ajustável que corrige a tensão de saída a partir da aplicação de uma tensão nas entradas do amplificador. O ajuste de *offset* é manual, e deve ser realizado após o intervalo de estabilização do sistema de medição. A Figura 4.15 mostra o esquema do circuito de compensação, utilizando dois diodos zener LM285, para evitar variação da tensão com a temperatura, e o ajuste proporcionado pelo potenciômetro multivoltas RP4 seja o mais preciso e estável. É possível adicionar compensação positiva e negativa, proporcionada pela alimentação simétrica do circuito.

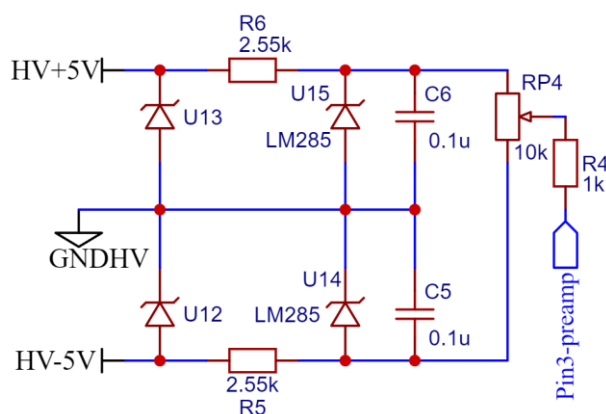


Figura 4.15 – Circuito de ajuste *offset*. Esquemático desenvolvido no EasyEDA (Standard). Fonte: de autoria própria (2023).

Componentes do circuito:

- 2 resistores 2,55 k Ω ;
- 1 resistor 1 k Ω ;
- 1 potenciômetro multivoltas 10k Ω ;
- 2 capacitores poliéster 100 nF;
- 2 diodos Zener BZX79C;
- 2 diodos de referência de tensão LM285D-2,5-R2.

4.3.9. Sistema de transmissão sem fio

São evidentes os benefícios trazidos pelo desenvolvimento tecnológico na área de transmissão e recepção de dados por ondas eletromagnéticas, como frequências de rádio,

infravermelho e satélite. Geralmente operam em frequências de 3 Hz a 3 THz, possuindo várias aplicações, como redes 4G e 5G, banda larga, redes WiFi, micro-ondas, telecomunicação móvel, etc.

O sistema sem fio utilizado para envio dos dados de leitura foi o padrão *bluetooth*, baseado em um sistema de rádio, projetado para uma conectividade de curto alcance. Os dispositivos *bluetooth* usam uma banda de 2,4 GHz, definida a partir de sua aplicação como banda Industrial, Científica e Médica (ISM), gratuita e com alcance de até 100 m, dependendo da potência do transmissor.

O módulo transmissor *bluetooth* utilizado foi HC-06, amplamente utilizado para interface com placas Arduino. A versão de transmissão *bluetooth* 2.0+EDR apresentando velocidade de 3 Mbit/s pode ser usada como conexão serial sem fio a partir do *serial port profile* (SSP). Utiliza uma potência de 2,5 mW e possui alcance de aproximadamente 10 m.

Durante os testes de medição, o dosímetro foi posicionado próximo ao equipamento de raios X. Com a conexão entre o *smartphone* e o módulo *bluetooth* já estabelecida, pode-se distanciar do sistema de medição para fora da sala do equipamento de raios X. A conexão foi estável e ágil, mesmo com a porta da sala de raios X fechada a uma distância aproximada de 10 m do sistema de medição, possibilitando total controle do sistema de leitura e visualização das medições.

4.3.10. Calibração do sistema de medição em escala de corrente

Utilizando a fonte de corrente Keithley 261, foi possível obter fatores de calibração para a leitura em corrente nas diversas escalas. A calibração do eletrômetro em corrente proporciona uma abrangência para a utilização de outros tipos de câmara de ionização, tornando prático o processo de calibração para a grandeza radiológica.

A partir dos dados obtidos, o método de regressão linear foi aplicado, para se obter a equação matemática da melhor reta que se ajusta aos dados. As equações obtidas para cada resistor foram utilizadas no código de programação da unidade de controle central, para a conversão da leitura em corrente e ou carga. A Figura 4.16 apresenta os gráficos da corrente positiva versus os níveis de digitalização, já aplicada a reta de ajuste linear.

A linearidade verifica a proporcionalidade entre os níveis de leitura e a corrente de entrada, foi avaliada a partir do coeficiente de correlação de Pearson (r), com valores de

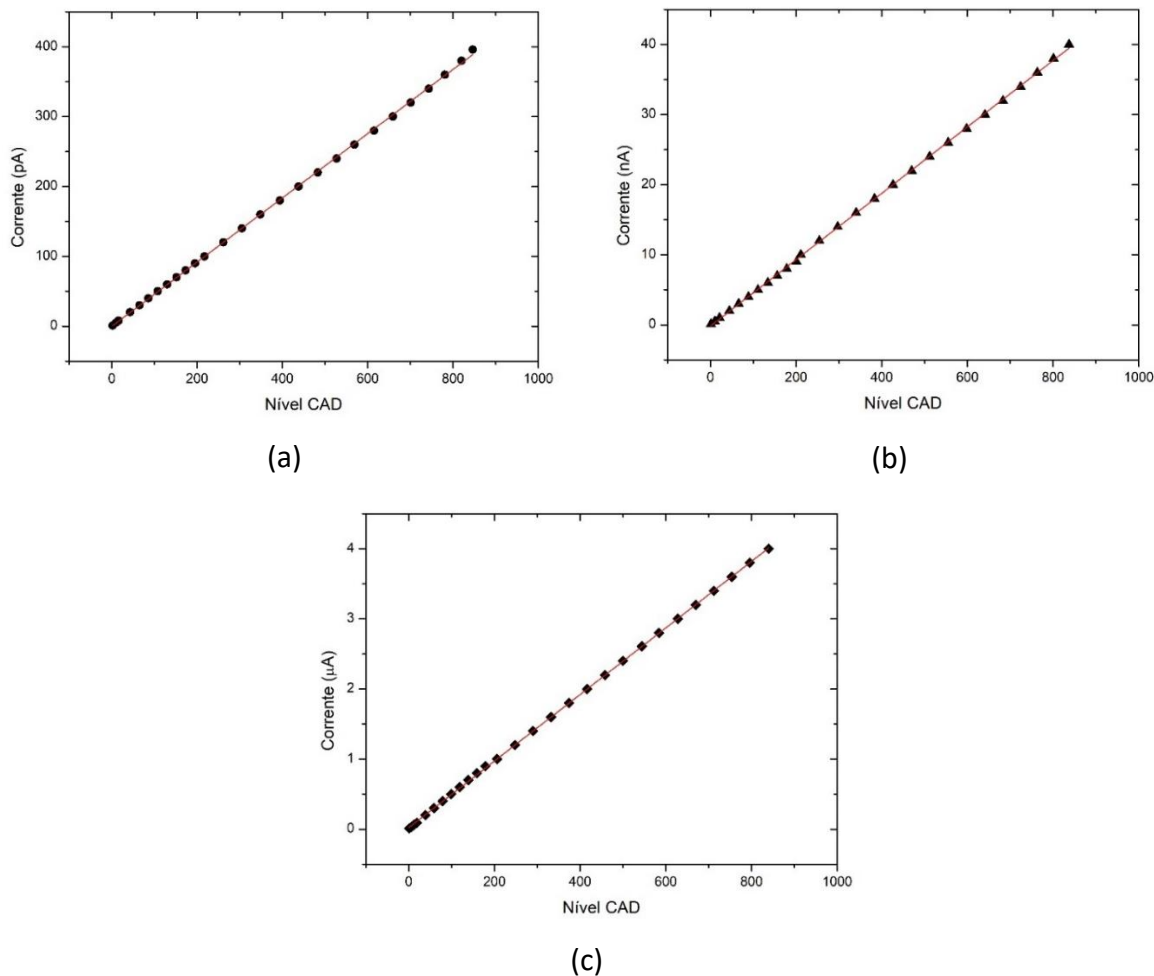


Figura 4.16 - Corrente versus nível CAD, reta de ajuste linear em vermelho. (a) Resistor de 10 G. (b) Resistor de 100 M. (c) Resistor de 1 M. Fonte: de autoria própria (2023).

0,9998, 0,9998 e 0,9999 para os resistores de 10 G Ω , 100 M Ω e 1 M Ω respectivamente. Esses valores próximos de 1 ou -1 representam a força da correlação e a proporcionalidade direta ou indireta entre as variáveis.

Para a calibração do sinal de corrente negativo, foi utilizado o circuito inversor ativo para a conversão dos valores negativos de tensão em sinais positivos digitalizáveis.

A Figura 4.17 apresenta os gráficos da corrente negativa versus os níveis de digitalização, já aplicada a reta de ajuste linear.

Os coeficientes de correlação de Pearson (r) obtidos para os dados possuem valores de -0,9998, -0,9999 e -1 para os resistores de 10 G Ω , 100 M Ω e 1 M Ω respectivamente.

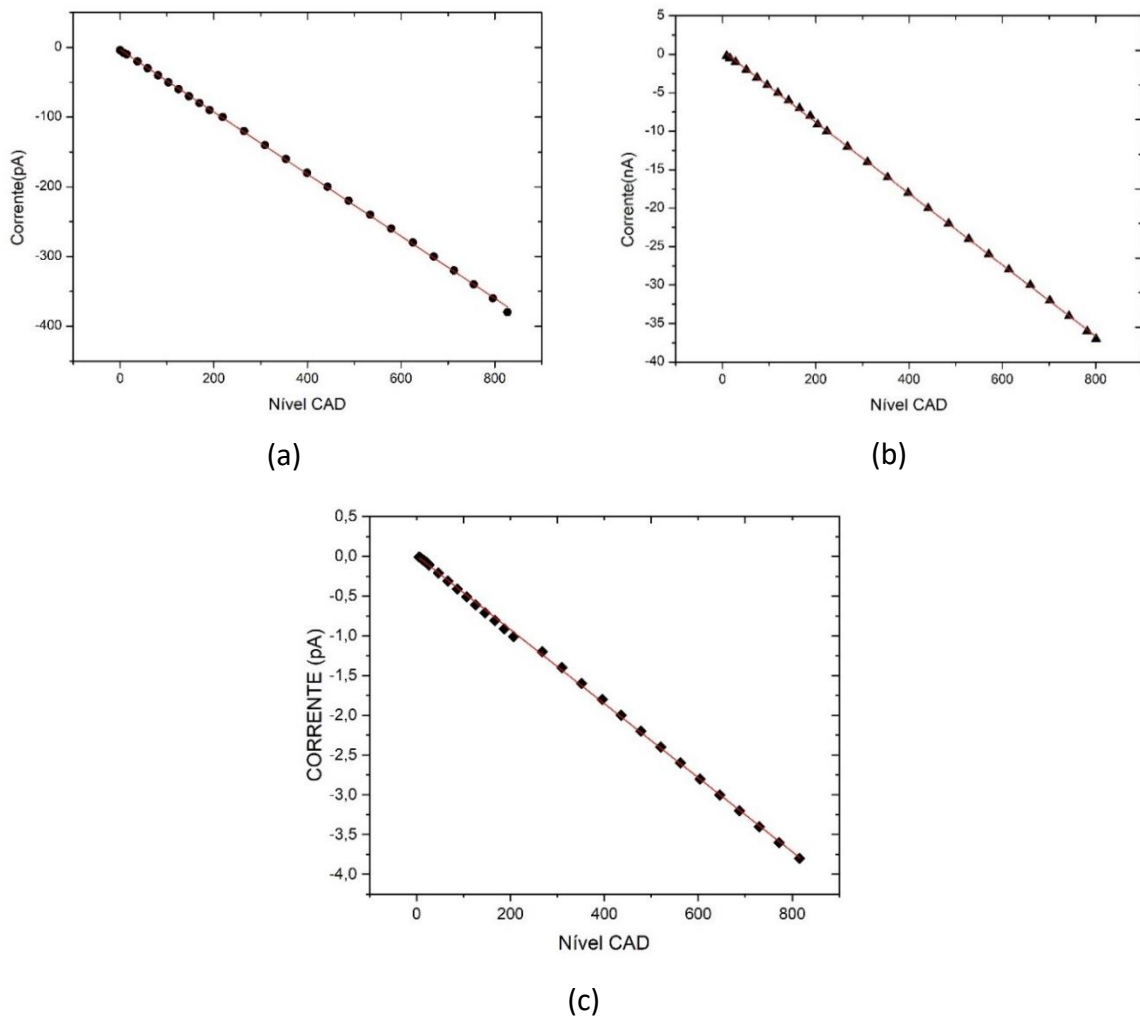


Figura 4.17 - Corrente negativa versus nível CAD e reta de ajuste linear em vermelho. (a) Resistor de 10 G. (b) Resistor de 100 M. (c) Resistor de 1 M. Fonte: de autoria própria (2023).

4.4. Testes de caracterização dosimétrica com câmara de ionização comercial

Foi utilizada a câmara de ionização comercial PTW modelo TN 34069 acoplada ao sistema de medição construído neste projeto. Todos os testes realizados na seção 3.4 foram aplicados ao sistema de medição, com exceção dos testes de saturação e dependência angular, que por sua vez são testes que estritamente estão vinculados às características geométricas da câmara de ionização e não ao sistema de medição. A câmara de ionização foi polarizada com a voltagem especificada pelo fabricante de +200 V.

O teste de estabilidade em curto prazo foi realizado utilizando o sistema de raios X da GE. Devido à baixa atividade da fonte de Césio 137, o sinal gerado pela corrente de ionização foi próximo do limite de medição, o que ocasionou instabilidade na leitura, inviabilizando o teste. Os parâmetros de máquina foram 50 kV e 1 mA a uma distância fonte detector de 1 m.

As 10 medições realizadas de carga integrada durante 1,0 min produziram um desvio padrão percentual máximo de 0,8%, aceitável dentro do limite estabelecido em norma de 1,0%.

Para realização do teste de estabilização, foi utilizado o sistema de raios X da GE. A Figura 4.18 apresenta a evolução da medição ao longo do tempo. A discrepância entre as medidas da corrente de ionização após os intervalos de 15 min e 60 min de irradiação foi de no máximo 1,2%, obedecendo ao limite recomendado pela norma de 2%. Portanto, o tempo de estabilização definido para o arranjo de medição em questão foi de 15 min.

A corrente de fuga, avaliada antes e depois de uma irradiação durante o intervalo de 20 min, não ultrapassou o limite máximo definido em norma de 5%, apresentando valores na pré-irradiação de 1% e pós-irradiação de 1,8%.

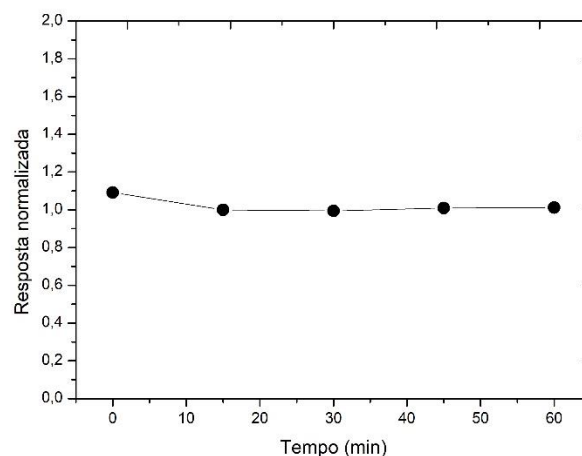


Figura 4.18 - Evolução temporal da medição para a estabilização do sistema. Fonte: de autoria própria (2023).

O teste de linearidade de resposta foi realizado com o feixe QF-70, com variação da corrente no tubo de raios X de 2 mAs a 32 mAs, para obtenção de diferentes valores de kerma no ar. Aqui foi utilizado equipamento de raios X da Konica. A Figura 4.19 apresenta a relação entre as respostas normalizadas do arranjo dosimétrico e o kerma no ar. O coeficiente de correlação obtido foi de 0,997.

O sistema dosimétrico foi calibrado para as principais energias de radiação em radiodiagnóstico, utilizando como sistema padrão a câmara de ionização TN 34069 e o

eletrômetro UNIDOS E T10010. A Tabela 4.2 apresenta os valores do coeficiente de calibração e fatores de correção. A dependência energética para o atual arranjo de medição foi de no máximo 5,2%.

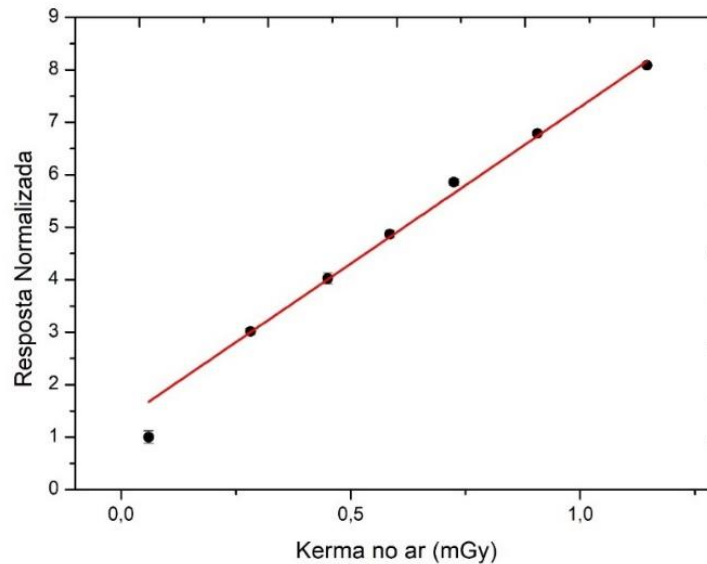


Figura 4.19 - Linearidade de resposta do arranjo dosimétrico câmara PTW e eletrômetro construído. Valores de incerteza menores que 1,2%, visíveis em alguns pontos na figura. Fonte: de autoria própria (2023).

Tabela 4.2 - Coeficientes de calibração e fatores de correção em feixes de radiodiagnóstico não atenuados.

Qualificador do feixe de radiação	Coeficiente de Calibração (10^6Gy/C)	Fator de Correção
QF-50	$3,816 \pm 0,145$	$1,014 \pm 0,092$
QF-70	$3,762 \pm 0,318$	$1,000 \pm 0,119$
QF-100	$3,730 \pm 0,356$	$0,992 \pm 0,127$
QF-120	$3,618 \pm 0,895$	$0,962 \pm 0,088$

A resolução do dosímetro foi estimada a partir do desvio padrão das medições realizadas para a calibração do dosímetro, apresentando um valor de 5,0 pC.

A sensibilidade é determinada pela calibração do instrumento, ou seja, pela razão entre sinal de saída dado pela grandeza radiológica e o valor da grandeza medida. A

sensibilidade foi determinada pelo coeficiente angular da reta de ajuste de linearidade, obtendo-se $(5,54 \pm 0,50)$ pC/mGy.

4.5. Melhorias futuras

Em atenção às limitações e melhorias de blocos componentes do sistema dosimétrico, a seguir são discutidos e apresentados possíveis implementações futuras para tornar o dosímetro um produto comparável aos dosímetros comerciais.

Seria de suma importância a implementação de uma fonte de tensão autorregulável, aos valores pré-definidos de tensão, geralmente utilizados para a construção da curva de saturação. Para isso, um circuito amplificador de erro pode ser usado, onde a tensão de saída é dividida e comparada com um valor de referência; se houver alguma diferença entre a voltagem de retorno e a referência, um sinal de erro é gerado pelo amplificador. A amplitude deste sinal informa qual deve ser a compensação para ajuste da tensão de saída (HEGARTY, 2009; KITTIPEERACHON e BUNLAKSANANUSORN, 2004; PATIL, 2014; SUDHARSHAN e DIVAKAR, 2019).

Para o sistema de leitura, a proposta é utilizar um amplificador operacional mais completo e de melhor qualidade, como o ADA4530 da Analog Devices, possui corrente de polarização de entrada na ordem de 20 fA com sistema conector de guarda integrado ao circuito. Para otimização do sistema de medida, o tempo de acomodação das cargas é importante para uma boa e rápida estabilidade do sistema, a relaxação dielétrica é um atraso na polarização do dielétrico em resposta à mudança no campo elétrico, onde alguns materiais utilizados na construção de placas de circuito, como por exemplo compostos de vidro epóxi podem possuir tempo de relaxação de horas. A aplicação da placa de circuito Rogers 4350B composta por cerâmica laminada mitiga tal problema e leva cerca de 20 s para dissipar uma corrente de 1 fA. Os efeitos de umidade e contaminação podem ser reduzidos a partir de uma limpeza prévia da placa de circuitos e a selagem hermética do sistema de leitura de baixa corrente, não entrando em contato com as intempéries do ambiente (ANALOG DEVICES, 2016; KEITHLEY, 2016).

Após um bom sistema eletrônico de detecção, é necessário um ótimo sistema de leitura e digitalização do sinal proveniente da fonte. Foi utilizado neste projeto um CAD com resolução de 10 bits e taxa de amostragem de 9,6 kHz, parcialmente insuficientes para leitura rápida e

alta precisão de medida. A aplicação de um conversor analógico digital com resolução de 18 bits, e taxa de amostragem 2MHz com entrada diferencial seria suprida pelo modelo AD4003 (ANALOG DEVICES, 2021). Para um circuito de digitalização rápido, a carga integrada a partir de correntes de ionização geradas por disparos com intervalos curtos se torna possível e precisa, sem a necessidade de implementação de sistemas integradores e de amostragem e retenção, que são de difícil implementação e usam espaço útil quando a miniaturização do sistema é um dos objetivos.

Também é necessária a implementação de uma escala de leitura ampla, proporcionada pelo encadeamento de resistores de realimentação no circuito pré-amplificador. A utilização de resistores com razão crescente de 10 vezes e precisão menores que 1%, proporciona que o sinal lido não seja condicionado no limite inferior de medição, ocasionando instabilidade e erros na medida. Juntamente à escala de leitura, um sistema de ganho pós pré-amplificador pode ser implementado, aumentando a sensibilidade do sistema em medidas de correntes da ordem de 10^{-15} A (CHIOYE, 2021).

4.6. Conclusão

Os testes realizados para desempenho em laboratório visam caracterizar o sistema de leitura de maneira específica; a avaliação dos resultados indica a aptidão para aplicação ao sistema dosimétrico. Boa sensibilidade e linearidade da resposta tornam possível a aplicação do eletrômetro com diferentes sensores. Baixo ruído nos valores de tensão de polarização e alta razão sinal ruído são características evidentes. Mesmo com algumas limitações na rapidez e resolução da digitalização, o sistema de leitura proporcionou aprendizado na execução dos circuitos e na metodologia de condicionamento de sinais.

5. DOSÍMETRO

Neste capítulo é realizada a caracterização do dosímetro como um todo, em que o sistema de medição formado pela câmara de ionização construída e o eletrômetro desenvolvido, é controlado pela conexão sem fio com o *smartphone*.

Para o dosímetro construído, a resolução apresentada foi de 3,40 pC e a sensibilidade associada foi de $(140,6 \pm 6,1)$ pC/mGy.

A Figura 5.1 apresenta o dosímetro construído.

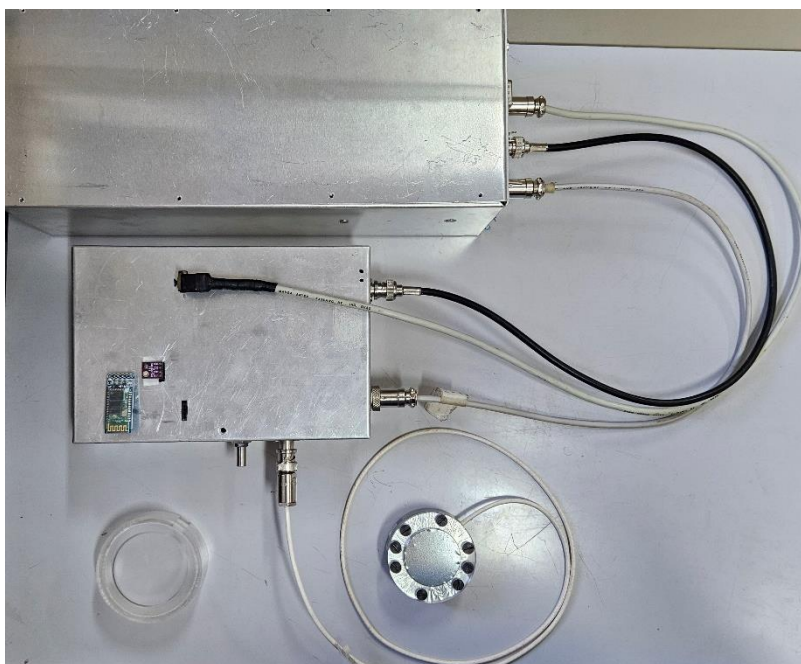


Figura 5.1 – Fotografia do dosímetro construído, apresentando os módulos fonte de alta tensão, sistema de leitura e controle, com a câmara de ionização acoplada. Fonte: de autoria própria (2023).

5.1. Requisitos de construção relativos ao desempenho

Para que o dosímetro apresente um bom desempenho, alguns requisitos devem ser atendidos na sua construção.

A unidade de medida indicada após a leitura deve estritamente representar a quantidade de medição além de utilizar prefixos definidos no Sistema Internacional de Unidades (SI).

O mostrador ou display auxiliar deve ser utilizado, para casos em que algum tipo de falha possa ocorrer. Porém, o principal recurso de visualização foi a apresentação das

informações na tela do *smartphone*.

Para dosímetros com fonte de alimentação por bateria, deve-se realizar o monitoramento contínuo da carga. O nível de bateria que possibilite instabilidades no sistema e degrade qualquer funcionalidade, deve ser evitado e utilizado como nível limite. O sistema de controle central monitora o nível de bateria antes de cada utilização; se o nível de carga mínimo for alcançado, um alerta sonoro é disparado.

A possibilidade de falhas de polarização da câmara de ionização deve ser evitada pelo sistema de monitoramento, a fim de se evitar exposições ao dosímetro, ele não estando em seu pleno funcionamento. O sistema de controle central monitora se a câmara de ionização está polarizada antes de cada utilização.

O dosímetro deve indicar leitura fora da faixa de operação para todas as faixas de medida de taxa de kerma no ar, quando a leitura máxima da escala for excedida. Esse requisito da norma não foi implementado, pois a troca da escala é automática, de modo que quando o sinal está próximo do limite máximo de leitura, o sistema de controle faz a mudança do ganho do sistema a partir do resistor de realimentação.

Um dispositivo de verificação de estabilidade existe para garantia das funções de medição ao longo do tempo. Uma fonte de corrente de valor conhecido é utilizada como sinal de entrada para avaliação do sistema de medição.

Todas as características e funcionalidades mencionadas são verificadas por inspeção e são preconizadas pela norma da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) NBR-IEC 61674 (2016) (INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, 2016).

5.2. Caracterização dosimétrica

Durante a execução dos testes, uma instabilidade na leitura foi observada, com características de amplitude e frequência aleatórias, ocorrendo mesmo após o ajuste de zero. Uma conferência do circuito e investigação experimental foram realizadas de maneira a isolar a causa do problema, porém sem sucesso. Discussões sobre os possíveis motivos que justificam tal comportamento levaram a atribuir a razão do problema a um possível acúmulo de cargas, que ocorre a partir de uma região do circuito funcionando de maneira capacitiva, de modo que a carga é liberada de maneira aleatória influenciando o sinal medido. Essa causa

pode se dar por problemas de solda fria e em excesso, desenho do circuito incorreto, possível componente com mal funcionamento ou soldado de maneira incorreta, material da placa de circuito incompatível para medidas de baixa corrente. Acredita-se que a construção do circuito a partir de serviços especializados possa mitigar essas correntes de fuga indesejáveis.

Devido a esse problema generalizado, os testes com limites mais restritos foram de maneira direta influenciados, onde a discrepância a partir dos limites de aceitação são justificados devido a essa instabilidade. No argumento estatístico, o aumento óbvio da variação dos dados medidos faz com que o desvio padrão aumente, prejudicando a precisão do sistema de medição.

5.2.1. Teste de tempo de estabilização

Para a realização deste teste, foi utilizado um sistema de raios X da GE e uma tensão de polarização de 300 V para a câmara de ionização, e as leituras da corrente de ionização foram aferidas nos intervalos de 15, 30, 45 e 60 min. A Figura 5.2 apresenta a evolução temporal da medição. A comparação do valor aferido em 15 min foi 4% maior que o valor obtido em 60 min, valor superior ao limite estabelecido pela norma de 2% (INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, 1997, 2013). Essa diferença pode ser atribuída à baixa taxa de dose à qual o dosímetro foi submetido, muito próxima ao limite de detecção, além da instabilidade do sistema. Valor de 1,2% foi obtido utilizando o eletrômetro construído e a câmara de ionização comercial.

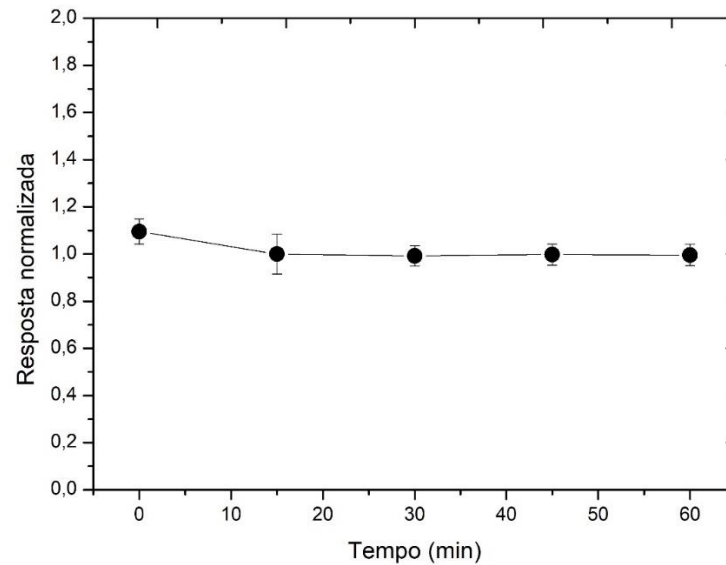


Figura 5.2 - Evolução temporal da medição para a estabilização do sistema. Fonte: de autoria própria (2023).

5.2.2. Teste de estabilidade

Para o teste de estabilidade utilizando o equipamento de raios X da GE, dez medidas consecutivas de carga durante um intervalo de 1 min foram realizadas. A máxima variação percentual das medições foi de 1,73%, portanto, fora do limite máximo de 1% recomendado pela norma. O valor de estabilidade decorrente do sistema de medição composto pelo eletrômetro PTW e câmara construída, foi de 0,09%. O valor de estabilidade apresentado pelo sistema de medição composto pelo eletrômetro desenvolvido e câmara de ionização comercial foi de 0,80%.

A comparação direta entre os valores mostra que o eletrômetro desenvolvido possui melhor desempenho com a câmara comercial, e que a câmara construída possa adicionar alguma instabilidade na entrada do sistema de leitura, devido à sua capacitância incompatível e possível corrente de fuga. Otimizar a construção da câmara e ajustar o balanço entre as capacitâncias da câmara e sistema de leitura poderá melhorar o desempenho do sistema de medição.

5.2.3. Teste de saturação, eficiência de coleção de íons e efeitos de polaridade.

A curva de saturação foi obtida para o feixe de radiação EF-70 com distância foco-superfície do detector de 1m, tendo sido aplicada a correção para as condições de referência

de temperatura e pressão. A partir dos dados obtidos, apresentados na Figura 5.3, verificou-se que a resposta da câmara construída atinge a saturação a partir de ± 200 V.

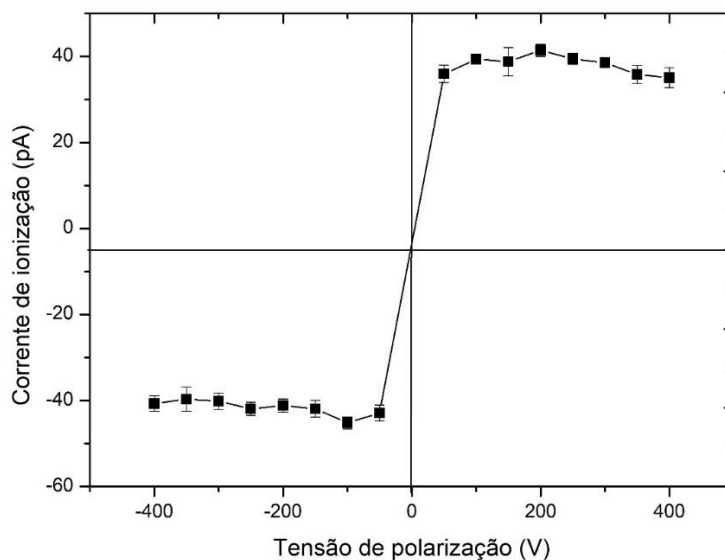


Figura 5.3 – Curva de saturação. Fonte: de autoria própria (2023).

A partir dos dados obtidos para a curva de saturação, foi possível determinar os valores referentes aos níveis de efeitos de polaridade e eficiência de coleção de íons. Para o efeito de polaridade, utilizando as tensões de ± 300 V, a variação máxima foi de 2,0%, acima do limite recomendado pela norma, ultrapassando 1%. Para a eficiência de coleção de íons, usando o valor de +300 V como operacional, foi melhor que 99,8%. Uma análise dos resultados aponta para definir uma tensão de operação em 300V.

Em comparação com os testes da câmara construída e eletrômetro PTW, a mesma voltagem de trabalho foi definida, o que confirma a qualidade da câmara desenvolvida, porém o efeito de polaridade foi mais intenso que o esperado. Observando o gráfico da Figura 5.2, é possível observar que a região de saturação possui variações na corrente de ionização com o aumento da tensão, causadas pela instabilidade do eletrômetro. Para a eficiência de coleção de íons, a câmara respondeu dentro dos limites tanto para o eletrômetro comercial quanto para o construído.

5.2.4. Teste de corrente de fuga

Para o teste de corrente de fuga, a carga foi coletada durante 20 min antes e 20 min

após uma irradiação de 1 min utilizando a fonte de Césio-137. Para as condições de pré-irradiação e pós-irradiação, a corrente de fuga foi avaliada, apresentando valores de 8,6% e 11,2% respectivamente, portanto, ultrapassando o limite definido em norma de 5%. Essa avaliação é importante, porque mede diretamente a influência da instabilidade do eletrômetro sobre o sistema de leitura, em que para medições de sinal muito próximos ao limite de medição, esse efeito se torna mais evidente.

Novamente o sistema de medição composto pelo eletrômetro construído e a câmara de ionização comercial, apresentou melhor desempenho, em que os valores percentuais de corrente de fuga estavam dentro do esperado, 1% na pré-irradiação e 1,8% na pós-irradiação. Esse resultado permite inferir que o circuito de medição possui uma boa qualidade, e que as características de construção da câmara de ionização influenciam diretamente a precisão do sistema de medição.

Porém, o teste de corrente de fuga realizado com o eletrômetro comercial e a câmara construída também apresentou melhor desempenho, com valores percentuais de corrente de fuga de 1,9% e 2,0% para a pré-irradiação e pós-irradiação, respectivamente. O resultado obtido ratifica a aplicação da câmara construída para dosimetria e controle da qualidade, e que as características de construção do eletrômetro tornam o sistema de medição mais preciso e estável.

A conclusão óbvia é que para alcançar níveis de medição de corrente extremamente baixos e ainda possuir estabilidade e precisão, deve haver um equilíbrio entre o elemento sensor e o circuito de medição, de modo que o projeto e a construção destes elementos sejam os mais refinados possíveis.

5.2.5. Teste de linearidade de resposta

A Figura 5.4 apresenta a linearidade de resposta do dosímetro com o kerma no ar é possível inferir o comportamento linear da resposta obtida com o dosímetro de teste medindo a carga, em relação à resposta do dosímetro de referência medindo o kerma no ar. A regressão linear forneceu o coeficiente de correlação entre as variáveis de (r^2) de 0,996.

O sistema de leitura com o eletrômetro comercial forneceu (r^2) de 0,999, e o sistema de leitura com a câmara de ionização comercial forneceu (r^2) de 0,997. A comparação entre

os resultados mostra que o comportamento linear do dosímetro em teste foi aceitável, ratificando o seu bom desempenho.

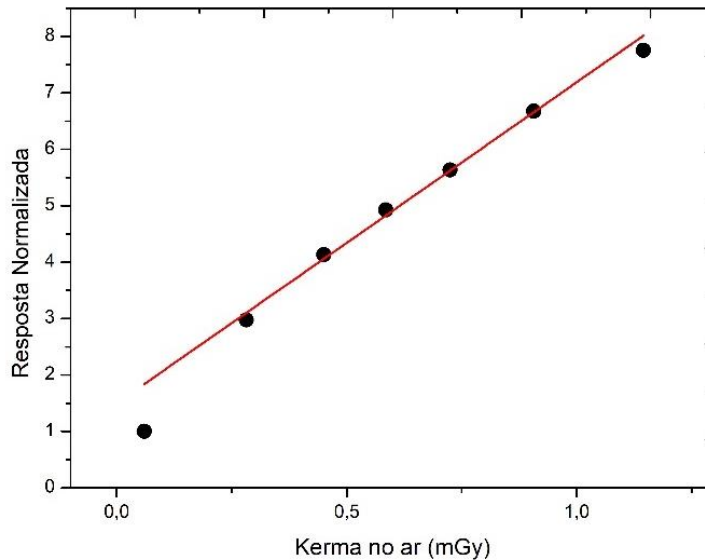


Figura 5.4 – Linearidade da resposta com o kerma no ar. As incertezas foram menores que 2%, impossíveis de serem visualizadas no gráfico. Fonte: de autoria própria (2023).

É possível verificar a partir da Figura 5.3, na região de baixo kerma no ar, o primeiro ponto está distante da reta de ajuste e de maneira significativa, não servindo para qualificar a linearidade do sistema de medição nessa região. Esse desvio é justificado por algumas limitações do sistema de leitura, como resolução de medição limitada, corrente de fuga e instabilidade generalizada do sistema de leitura. É possível concluir que a instabilidade é relevante apenas para valores de corrente próximos ao limiar de sensibilidade, sendo menos relevante quando amplitudes maiores de kerma no ar são medidas.

5.2.6. Teste de dependência angular

Para o teste dependência angular, a câmara foi posicionada no eixo central do feixe, a uma distância foco-detector de 1m. Rotações de $\pm 5^\circ$ em passos de 1° , utilizando um goniômetro, foram usadas para aquisição dos dados. O potencial gerador do feixe foi de 70kVp configurado no equipamento Konica Minolta, modelo Altus.

A Figura 5.5 mostra a disposição dos dados em torno da posição zero. Um desvio máximo de 3,0% foi observado, valor igual ao limite máximo de 3% recomendado em norma. A dependência angular do sistema de leitura com o eletrômetro comercial, foi de 2,3%. A

partir dos resultados obtidos, ambos os sistemas de medição não sofrem influência na medição por pequenos desvios na direção de incidência do feixe.

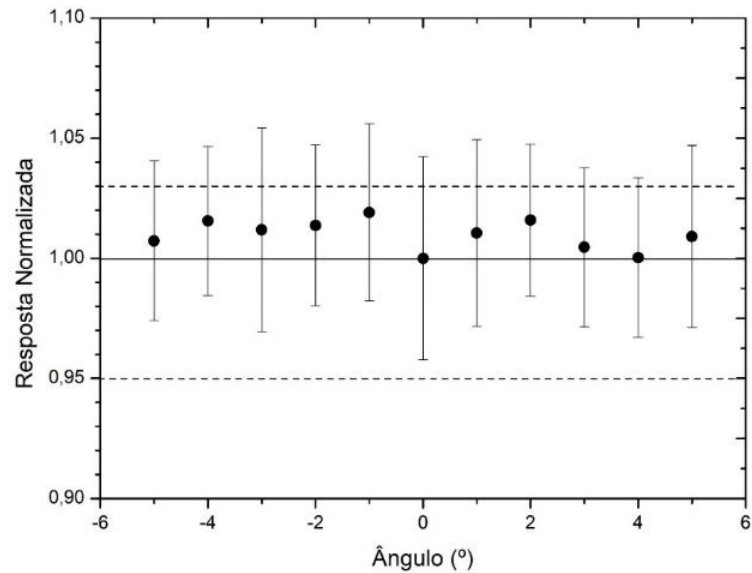


Figura 5.5 - Dependência angular do dosímetro. Fonte: de autoria própria (2023).

5.2.7. Teste de dependência energética

Para a calibração do dosímetro foi utilizado como sistema padrão a câmara de ionização TN 34069 e o eletrômetro UNIDOS E T10010 como dosímetro de referência, e as principais energias de feixe de radiação de radiodiagnóstico.

Os dados da Tabela 5.1 mostram que a dependência energética do dosímetro em teste, para feixes de raio X diretos usados em radiodiagnóstico foi de no máximo 3,8%, dentro das especificações da norma. Valores de dependência energética máxima de 8% foi obtida para o sistema de medição com eletrômetro comercial, validando a aplicação do sistema de medição em teste para controle da qualidade dos equipamentos de raios X.

Tabela 5.1 – Coeficientes de calibração e fatores de correção em feixes de radiodiagnóstico não atenuado.

Qualificadores do feixe de radiação	Coeficiente de Calibração (10^6Gy/C)	Fator de correção
QF-50	4,894±0,129	1,038±0,045
QF-70	4,713±0,109	1,000±0,043
QF-100	4,741±0,098	1,006±0,045
QF-120	4,788±0,871	1,016±0,041

6. CONCLUSÕES GERAIS

A caracterização da câmara de ionização desenvolvida foi bem-sucedida, os testes mostraram resultados dentro do esperado, e sua aplicação para dosimetria e controle da qualidade de equipamentos em radiologia foi ratificada. Detalhes como baixo custo e fácil construção evidenciam que o modelo adaptado é totalmente viável. O eletrômetro foi testado com as câmaras de ionização construída e comercial, onde para esta última, os parâmetros de aceitação estavam dentro dos limites definidos em norma; e para a câmara construída, alguns testes apresentaram valores levemente fora do esperado, como estabilidade, tempo de estabilização e efeito de polaridade. A fonte de alta tensão variável apresentou comportamento estável e baixo ruído, com principal destaque à sua topologia usando amplificação de ondas senoidais de relativa alta frequência, sendo totalmente aplicável para dosímetros a gás.

A relevância deste trabalho é destacada pela construção de um dosímetro completo, desde o elemento sensor ao sistema de leitura e controle. A partir dos testes e resultados obtidos, o dosímetro é totalmente funcional. Diante do levantamento bibliográfico nacional, não foi encontrado trabalho com amplitude correspondente, o que torna essa pesquisa pioneira na área de desenvolvimento de dosímetro com câmara de ionização e envio de dados via conexão remota, além do enquadramento como desenvolvimento tecnológico. Destaca-se o potencial da pesquisa em âmbito nacional no conhecimento e desenvolvimento de eletrômetros para aplicações diversas. Durante o desenvolvimento do dosímetro, empresas internacionais como PTW e Radcal lançaram dentro de sua linha de produtos uma atualização para seus dosímetros com as mesmas características e finalidades do dosímetro desenvolvido neste trabalho, ratificando a importância e relevância do fomento à pesquisa no país.

As limitações apresentam-se nos contextos da construção das placas de circuito, o sistema de leitura que apresenta instabilidade em torno do zero, pequena faixa dinâmica de medida, resolução de digitalização baixa, e no sistema de apresentação de dados realizado de maneira informal em tela serial.

Estudos futuros para a modernização, miniaturização e implementação mais refinada dos sistemas descritos neste trabalho, com intuito do lançamento de um produto comercial em âmbito nacional, apresentam-se como motivação para os próximos trabalhos. Como provocação ao leitor, possibilidades derivadas e influenciadas a partir deste trabalho podem

ser desenvolvidas em projetos futuros, como câmaras de ionização por impressão 3D, conectores triaxiais com topologia própria, sistemas de eletrômetros para medidas de correntes e potenciais biológicos, sistemas de gerenciamento e relatório de dose, sistemas híbridos de dosimetria a partir de detectores a gás e estado sólido unificados.

O presente trabalho mostra a importância do esforço e fomento em pesquisa no Brasil, o desenvolvimento do “saber como” e o estímulo à execução de ideias devem ser premissas para o desenvolvimento tecnológico e industrial do país.

7. REFERÊNCIAS

AAPM - American Association of Physicists In Medicine. **Quality control in diagnostic radiology**. Madison: Medical Physics Publishing, 2002. 77 p.

ANALOG DEVICES. **Datasheet: AD820 single supply, rail to rail low power FET-input Op Amp**. Norwood: One Technology Way, 1999. Disponível em: www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD820.pdf. Acesso em: 24 jul. 2021.

ANALOG DEVICES. **Datasheet: ADA 4530 femtoampere input bias current electrometer amplifier**. Norwood: One Technology Way, 2016. Disponível em: www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADA4530-1.pdf. Acesso em: 22 jul. 2020.

ANALOG DEVICES. **Data Sheet: AD4003/AD4007/AD4011, 18-Bit, 2MSPS/1 MSPS/500 kSPS, easy drive, differential SAR ADCs**. Norwood: One Technology Way, 2021. Disponível em: www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad4003-4007-4011.pdf. Acesso em: 22 jul. 2023

ANĐELKOVIĆ, M.; RISTIĆ, G. S. **An auto-ranging electrometer for current mode dosimetry. The First International Conference on Radiation and Dosimetry in Various Fields of Research**. Nis: Faculty of Electronic Engineering, 2012.

ANDREO, P.; NAHUM, A.; THWAITES, D. Ionization chambers. In: **Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice**. New York: Taylor & Francis, 2007. p. 280–301.

ARDUINO. **Arduino MEGA 2560 Rev3**. Disponível em: <https://docs.arduino.cc/hardware/mega-2560>. Acesso em: 22 jul. 2023.

ATTIX, F. H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. Mörlenbach: Wiley-VCH, 2004. 607 p.

AXMACHER, N.; MILES, R. Intrinsic cellular currents and the temporal precision of EPSP-action potential coupling in CA1 pyramidal cells. **The Journal of Physiology**, v. 555, n. 3, p. 713–725, 16 mar. 2004.

BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Radiodiagnóstico Médico: Segurança e Desempenho de Equipamentos**. Brasília: ANVISA, 2005.

BOYLESTAD, R.; NASHELSKY, L. **Dispositivos Eletrônicos e Teoria de Circuitos**. Tradução: Sônia M. Yamamoto. 11. Ed. São Paulo: Pearson Education do Brasil, 2013. 766 p.

BUCKLEY, L. A.; ROGERS, D. W. O. Wall correction factors, for parallel-plate ionization chambers. **Medical Physics**, v. 33, n. 6 (Part1), p. 1788–1796, 2006.

BUKHARI, M. H. S.; MILLER JR, J. H.; SHAH, Z. H. A weak current amperometric technique in physiological and bioelectromagnetic measurements: a weak current amperometric technique. **Biological Sciences-PJSIR**, v. 52, n. 2, p. 91–99, 2009.

BULLOCK, T. H. Signals and signs in the nervous system: The dynamic anatomy of electrical activity is probably information-rich. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 94, n. 1, p. 1–6, 7 jan. 1997.

BUSHBERG, J. T.; BOONE, J. M. **The essential physics of medical imaging**. 3. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2011. 1009 p.

CARTER, B. **High-speed notch filters**. Dallas: Texas Instruments, 2006. Disponível em: www.ti.com/jp/lit/an/slyt235/slyt235.pdf. Acesso em: 20 jul. 2022.

CHIOYE, L. **Build a Programmable Gain Transimpedance Amplifier Using the OPA3S328**. Dallas: Texas Instruments, 2021. Disponível em: www.ti.com/lit/an/sboa521/sboa521.pdf?ts=1690064810323. Acesso em: 16 ago. 2021.

COMPONENTS 101. **Decoupling Capacitors and Bypass Capacitors – Working, Applications and Differences**. Disponível em: <https://components101.com/articles/decoupling-capacitor-vs-bypass-capacitors-working-and-applications>. Acesso em: 24 jun. 2021.

COSTA, A. M. **Desenvolvimento de câmaras de ionização TANDEM para utilização em programas de controle da qualidade em radioterapia e radiodiagnóstico**. 2003. 92 p. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear – Aplicações) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2003.

COSTA, A. M.; CALDAS, L. V. E. A special ionisation chamber for quality control of diagnostic and mammography X ray equipment. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 104, n. 1, p. 41–45, 2003a.

COSTA, A. M.; CALDAS, L. V. E. Response characteristics of a tandem ionization chamber in standard X-ray beams. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 58, n. 4, p. 495–500, 2003b.

COSTA, A. M.; CALDAS, L. V. E. Câmara de ionização de placas paralelas para radiação-X de radiografia convencional e mamografia. **Radiologia Brasileira**, v. 41, n. 1, p. 39–43, 2008.

CZAP, L.; MSIMANG, Z. Electrometer calibration at DOL. **International Atomic Energy Agency (IAEA)**, p. 10, 2021.

DAS, I. J.; AKBER, S. F. Ion recombination and polarity effect of ionization chambers in kilovoltage x-ray exposure measurements. **Medical Physics**, v. 25, n. 9, p. 1751–1757, 1998.

FRANCO, S. **Input capacitance in analog circuits: how to compensate for input capacitance of op-amps**. Disponível em: www.allaboutcircuits.com/technical-articles/input-capacitance-analog-circuits-how-to-compensate-capacitance-op-amps/. Acesso em: 23 jul. 2021a.

FRANCO, S. **Transimpedance Amplifier Stability**. Disponível em: www.allaboutcircuits.com/technical-articles/transimpedance-amplifier-stability/. Acesso em: 23 jul. 2021b.

GELEIJNS, J. *et al.* General ion recombination for ionization chambers used under irradiation conditions relevant for diagnostic radiology. **Medical Physics**, v. 22, n. 1, p. 17–22, 1995.

HAMILL, O. P. *et al.* Improved patch-clamp techniques for high-resolution current recording from cells and cell-free membrane patches. **Pflügers Archiv**, v. 391, p. 85–100, 1981.

HAN, S. *et al.* Dose area product measurement for diagnostic reference levels and analysis of patient dose in dental radiography. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 150, n. 4, p. 523–531, 2012.

HEGARTY, T. **AN-1997 error amplifier limitations in high performance regulator applications**. Dallas: Texas Instruments, 2009. Disponível em: <https://www.ti.com/lit/an/snva411a/snva411a.pdf?ts=1690156320249>. Acesso em: 15 jul. 2023.

HILL, R. *et al.* An evaluation of ionization chambers for the relative dosimetry of kilovoltage x-ray beams. **Medical Physics**, v. 36, n. 9 (Part1), p. 3971–3981, 2009.

HUA, J. **Output noise filtering for DC/DC power modules**. Dallas: Texas Instruments, abr. 2019. Disponível em: <https://www.ti.com/lit/an/snva871/snva871.pdf?ts=1690133054670>. Acesso em: 24 jul. 2021.

HUBBARD, D. **Reducing noise on the output of a switching regulator**. Dallas: Texas Instruments - Analog Design Journal, 2018. Disponível em: <https://www.ti.com/lit/slyt740>. Acesso em: 14 jul. 2022.

INMETRO - Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia. **Vocabulário Internacional de Metrologia: conceitos fundamentais e gerais e termos associados (VIM 2012)**. Duque de Caixias, RJ: INMETRO, 2012.

IPEM - Institute of Physics And Engineering In Medicine. **Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-Ray Imaging Systems**. Report 91. New York: Institute of Physics and Engineering in Medicine, 2005.

IAEA - International Atomic Energy Agency. **Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water**. Technical Report 398. Vienna: IAEA, 2006.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice**. Technical Report 457. Vienna: IAEA, 2007.

ICRP - International Commission on Radiological Protection. **Radiological Protection and Safety in Medicine**. Publication 73. New York: ICRP, 1996.

ICRP - International Commission on Radiological Protection. **Radiological Protection in Medicine**. Publication 105. Orlando: Elsevier, 2007.

IEC - International Electrotechnical Commission. **Medical electrical equipment: dosimeters with ionization chambers and/or semiconductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging-61674**. 2ed. Geneva: IEC Central Office, 2013.

IEC - International Electrotechnical Commission. **Medical Electrical Equipment: dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy- 60731. 3.1ed.** Geneva: IEC Central Office, 2016.

IEC - International Electrotechnical Commission. **Equipamento eletromédico: dosímetros com câmaras de ionização e/ou detectores semicondutores como os utilizados no diagnóstico por imagem de raios X- 61674. 1ed.** Rio de Janeiro: ABNT, 2016.

INTERSIL AMERICAS. **Datasheet: CA3420 0.5 MHz, low supply voltage, low input current BiMOS operational Amplifier.** Electronic Publication. Intersil, nov. 2005. Disponível em: <https://www.renesas.com/us/en/document/dst/ca3420-datasheet>. Acesso em: 24 jul. 2023.

INTRA, P.; TIPPAYAWONG, N. Development and evaluation of a Faraday cup electrometer for measuring and sampling atmospheric ions and charged aerosols. **Particulate Science and Technology**, v. 33, n. 3, p. 257–263, 2015.

ISO/IEC – International Organization for Standardization / International Electrotechnical Commission. **Uncertainty of measurement: part 3: guide to the expression of uncertainty in measurement. 1. ed.** Geneva: ISO Copyright Office, 2008. 116 p.

ICRU - International Commission on Radiation Units & Measurements. **Patient dosimetry for X-rays used in medical imaging.** Report 74. Bethesda: Oxford University Press, 2005.

KEIM, R. What is a low pass filter? A tutorial on the basics of passive RC filters. **All About Circuits.** 12 maio 2019. Disponível em: <https://www.allaboutcircuits.com/technical-articles/low-pass-filter-tutorial-basics-passive-RC-filter/>. Acesso em: 20 jul. 2022.

KEITHLEY. **Low level measurements handbook: precision dc current, voltage, and resistance measurements.** 7. ed. Cleveland: Keithley, 2016. Disponível em: https://download.tek.com/document/LowLevelHandbook_7Ed.pdf. Acesso em 24 jun. 2023.

KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. **The physics of radiation therapy.** 5ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.

KITTIPEERACHON, K.; BUNLAKSANANUSORN, C. Feedback compensation design for switched mode power supplies with a right-half plane (RHP) zero. **Second International Conference on Power Electronics, Machines and Drives (PEMD 2004).** Edinburgh, UK, v. 1, p. 236-241, nov. 2004.

KNOLL, G. F. **Radiation detection and measurement.** 3. ed. New York: John Wiley & Sons, 2009. p. 796.

KNYZIAK, A. B.; RZODKIEWICZ, W. Measurement methods of ionization current and electric charges in radiation dosimetry. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment**, v. 822, p. 1–8, jun. 2016.

LABIAL, H. What is the difference between coupling, decoupling, and bypass capacitors?. **CircuitBread**. 9 dez. 2020. Disponível em: <https://www.circuitbread.com/ee-faq/what-is-the-difference-between-coupling-decoupling-and-bypass-capacitors>. Acesso em: 14 jul. 2023.

MAIA, A. F. **Padronização de feixes e metodologia dosimétrica em tomografia computadorizada**. 2005. p. 181. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear – Aplicações) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

MAIA, A. F.; CALDAS, L. V. E. A new extended-length parallel-plate ionization chamber. **Physics in Medicine & Biology**, v. 50, n. 16, p. 3837-3847, 2005.

MAKAROV, S. N.; LUDWIG, R.; BITAR, S. J. **Practical Electrical Engineering**. Springer International Publishing, 2016. *E-book*. 973 p. DOI 10.1007/978-3-319-21173-2.

MAULEROVÁ, V. *et al.* First evaluation of a novel ionisation chamber for thermal neutron beam monitoring. **EPJ Techniques and Instrumentation**, v. 9, n. 1, p. 11, 2022.

MAURICIO, C. L. DE P.; SILVA, H. L. R. DA; SILVA, C. R. DA. Análise dos registros de dose ocupacional externa no Brasil. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 3, n. 1A, 2015.

MAURO, R. A. P.; COSTA, A. M. Application of computed tomography dose index as dosimetric parameter in dental tomography. **Revista Gaúcha de Odontologia**, v. 69, 2021. <https://doi.org/10.1590/1981-86372021000820180112>.

MICROCHIP TECHNOLOGY INCORPORATED. **Datasheet: MCP41XXX/42XXX single/dual digital potentiometer with SPI interface**. Electronic Publication, 2003. Disponível em: <https://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/11195c.pdf>. Acesso em: 24 jul. 2023.

NATIONAL INSTRUMENTS. **Practical guide to maximizing DC measurement performance**. National Instruments, 2018. Disponível em: https://www.ni.com/content/dam/web/pdfs/WhitePaper_Practical_Guide_to_Maximizing_DC_Measurement_Performance_WP_en_WR.pdf.html. Acesso em: 24 jul. 2023.

NEVES, L. P. **Desenvolvimento e caracterização de câmeras de ionização cilíndricas como sistema de referência para dosimetria de feixes de radiação de fótons**. 2013. 106 p. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear – Aplicações) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

NOCETI, S. F. **Fundamentos sobre ruídos**. Universidade Federal de Santa Catarina, v. 1, p. 1–17, 2002. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/327740850_FUNDAMENTOS_SOBRE_RUIDOS. Acesso em: 24 jul. 2023.

OTT, H. W. **Noise reduction techniques in electronic systems**. 2. ed. New York: Wiley Interscience, 1988.

PATIL, S. **Dc error characteristics of an op amp and the effect on high-precision applications**. Maxim Integrated Products, 2014. Disponível em: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/tech-articles/dc-error->

characteristics-of-an-op-amp-and-the-effect-on-precision-applications--maxim-integrated.pdf. Acesso em: 24 jul. 2023.

PÉRES, M. A. DE L. **Padronização da calibração de dosímetros clínicos utilizando cargas e correntes elétricas**. 1999. 141 p. Dissertação (Mestrado em Ciências em Engenharia Nuclear) - Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 1999.

PERINI, A. P. **Projeto, construção e caracterização de câmaras de ionização para utilização como sistemas padrões em feixes de radiação X e gama**. 2013. 142 p. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear – Aplicações) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

PETTAI, R. **Noise in receiving systems**. New York: Wiley Interscience, 1984. p. 267.

PODGORSAK, E. B. **Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students**. Vienna: IAEA, 2005.

SEUNTJENS, J.; DUANE, S. Photon absorbed dose standards. **Metrologia**, v. 46, n. 2, p. 39-58, 2009. DOI 10.1088/0026-1394/46/2/S04.

SGS-THOMSON MICROELECTRONICS. **Datasheet: TDA2030 14W Hi-Fi audio amplifier**. Electronic Publication, 1993. Disponível em: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/tda2030.pdf>. Acesso em: 23 jul. 2023.

SILVA, J. O. DA. **Desenvolvimento de câmaras de ionização especiais para controle de qualidade em mamografia**. 2013. 150 p. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear – Aplicações) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

SINGH, S. K.; KULKARNI, M. S. Development of an ionization chamber for low and medium energy photon dosimetry. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 182, n. 2, p. 215–220, dez. 2018.

STMICROELECTRONICS. **Datasheet: UC3842/3/4/5 current mode PWM controller**. Electronic Publication. Dallas: Texas Instruments, 1998. Disponível em: <https://www.ti.com/lit/gpn/uc3842>. Acesso em: 20 jul. 2023.

SUDHARSHAN, K. M.; DIVAKAR, B. P. Design and Simulation of Error amplifier used power management chips. **International Journal of Recent Technology and Engineering**, v. 8, n. 4, p. 2123–2127, 2019.

TEXAS INSTRUMENTS. **Datasheet: MC3x063A 1.5-A peak boost/buck/inverting switching regulators**. Electronic Publication. Dallas: Texas Instruments, 2015. Disponível em: <https://www.ti.com/lit/gpn/mc34063a>. Acesso em: 20 jul. 2023.

TOMPSETT, K. M. **Designing second stage output filters for switching power supplies**. Electronic Publication. Analog Devices, 2016. Disponível em: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/tech-articles/Designing-Second-Stage-Output-Filters-for-Switching-Power-Supplies.pdf>. Acesso em: 20 jul. 2023.

UNSCEAR - United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. **Sources and Effects of Ionizing Radiation**. New York: United Nations, 2010. v. 1

VERONESE, P. R. **Osciladores**. Disponível em:

<https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/5793526/mod_resource/content/3/Osciladores.pdf>. Acesso em: 23 jul. 2023.

VISHAY. **Datasheet: IL300 linear optocoupler, high gain stability, wide bandwidth**. Electronic Publication. Heilbronn Vishay Semiconductor, out. 2004. Disponível em: <https://www.vishay.com/docs/83622/il300.pdf>. Acesso em: 23 jul. 2023.

WILSON, P. Chapter 7 - Power supplies. Em: **The Circuit Designer's Companion**. 3. ed. Waltham: Elsevier, 2012. p. 293–332.

YOSHIZUMI, M. T. **Projeto, construção e caracterização de câmaras de ionização especiais para monitoração de feixes de radiação X**. 2010. 127 p. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear – Aplicações) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.

ZUMBAHLEN, H. **Twin T notch filter**. Electronic Publication. Analog Devices, 2017. Disponível em: <https://www.analog.com/media/en/training-seminars/tutorials/MT-225.pdf>. Acesso em: 23 jul. 2023.

8. APÊNDICE

Programação do sistema de controle utilizado na IDE Arduino.

```
// CONFIG. INICIAIS BME280
#include <Wire.h>
#include <Adafruit_Sensor.h>
#include <Adafruit_BME280.h>
#define SEALEVELPRESSURE_HPA (1013.25)
Adafruit_BME280 bme;
//PINOS RELÉS RESISTORES FEEDBACK
const int R10G = 55;
const int R100M = 56;
const int R1M = 57;
const int R10K = 58;
const int R50G = 61;
const int ZEROCHEK = 60; // aterramento da
entrada
const int CONFOR_TEST = 59; //corrente entrada
teste conformidade
const int RELE_INV = 62; // inversor para
polarização negativa
const int RELE_ADC = 47; // seletor tipo ADC
const int BUZZER = 49; // aciona buzzer
const int MONIT_BAT = 63; //monitor bateria
const int MONIT_HV = 54; //monitor alta
voltagem
const int HV_POS_NEG = 41; //seleciona voltagem
positiva ou negativa(+ EM HIGH; - EM LOW)
const int HV_HIGH_LOW = 43; //seleciona alta
voltagem (LOW)
const int ADC_MEGA = 64; //seleciona o ADC do
Mega A10
const int SSAD7705 = 66; // select slave do
AD7705
const int SSCARDSD = 37;
//const int SSC = 53;
// constantes para configuração do prescaler
const unsigned char PS_64 = (1 << ADPS2) | (1 <<
ADPS1);
const unsigned char PS_128 = (1 << ADPS2) | (1 <<
ADPS1) | (1 << ADPS0);
void setup() {
Serial3.begin(9600);
delay(500);
while(Serial3.available()==false){};
Serial3.println("BT CONECTADO");
// DECLARAÇÃO MODO PINOS.
pinMode(R10G,OUTPUT);
pinMode(R100M,OUTPUT);
pinMode(R1M,OUTPUT);
pinMode(R10K,OUTPUT);
pinMode(R50G,OUTPUT);
pinMode(ZEROCHEK,OUTPUT);
pinMode(CONFOR_TEST,OUTPUT);
pinMode(RELE_INV,OUTPUT);
pinMode(RELE_ADC,OUTPUT);
pinMode(BUZZER,OUTPUT);
pinMode(MONIT_BAT,INPUT);
pinMode(MONIT_HV,INPUT);
pinMode(HV_POS_NEG,OUTPUT);
pinMode(HV_HIGH_LOW,OUTPUT);
pinMode(ADC_MEGA,INPUT);
pinMode(SSAD7705,OUTPUT);
pinMode(SSCARSD,OUTPUT);
digitalWrite(R10G,LOW);
digitalWrite(R100M,LOW);
digitalWrite(R1M,LOW);
digitalWrite(R10K,HIGH);
digitalWrite(R50G,LOW);
digitalWrite(ZEROCHEK,LOW);
digitalWrite(CONFOR_TEST,LOW);
digitalWrite(RELE_INV,LOW);
digitalWrite(RELE_ADC,LOW);
digitalWrite(BUZZER,LOW);
digitalWrite(HV_POS_NEG,HIGH);
digitalWrite(HV_HIGH_LOW,HIGH);
digitalWrite(SS,HIGH);
digitalWrite(SSAD7705,HIGH);
digitalWrite(SSCARSD,HIGH);
//CHECAGEM DO STATUS DO SENSOR BME280
if (!bme.begin(0x76)) {
Serial3.println("Could not find a valid BME280
sensor, check wiring!");
while (1);
} SPI.begin();
//ajuste alta voltagem em mínimo
byte address = 0x11;
digitalWrite(SS, LOW);
SPI.transfer(address);
SPI.transfer(0);
digitalWrite(SS, HIGH);
}
void loop() {
NivelBatAlerta();
Serial3.println("Escolha a opção desejada:");
Serial3.println("Modo Dose: m");
Serial3.println("Modo Corrente: n");
Serial3.println("Menu testes: t");
char MODE;
while(Serial3.available()==0){};
MODE = Serial3.read();
```

```

/*if(MODE == 'm'){
  Serial3.println("TAXA DE DOSE: a");
  Serial3.println("DOSE INTEGRADA: b");
  char DOSEMODE;
  while(Serial3.available()==0){};
  DOSEMODE = Serial3.read();
  if(DOSEMODE == 'a'){
    TaxaDose();
  }
  if(DOSEMODE == 'b'){
    DoseIntegrada();
  }
}*/

if(MODE == 'n'){
  Serial3.println("CORRENTE: a");
  Serial3.println("CARGA RÁPIDA: b");
  Serial3.println("CARGA INT. INTERVALO
DEFINIDO: c");
  char CURRENTMODE;
  while(Serial3.available()==0){};
  CURRENTMODE = Serial3.read();
  if(CURRENTMODE == 'a'){
    ModoCorrente();
  }
  if(CURRENTMODE == 'b'){
    CargaRapida();
  }
  if(CURRENTMODE == 'c'){
    CargaIntegradaIntervalo();
  }
}

if(MODE == 't'){
  ModeTestelNi:
  Serial3.println("Escolha os seguintes testes");
  Serial3.println("Temp/Pres/Hum: h");
  Serial3.println("Teste de Conformidade: c");
  Serial3.println("Teste voltagem CI: p");
  Serial3.println("Teste BUZZER: b");
  Serial3.println("Nivel Bateria: n");
  Serial3.println("Mudar Polarização Ci: y");
  Serial3.println("Teste Inicial: k");
  Serial3.println("Teste Inicial NEG: j");
  Serial3.println("Alterar voltagem CI: v");
  Serial3.println("Inverter sinal: i");
  Serial3.println("Calibrar Alta Voltagem: Z");
  char MODETEST;
  while(Serial3.available()==0){};

  MODETEST = Serial3.read();
  if(MODETEST == 'h'){
    TempPressHum();
    goto ModeTestelNi;
  }
  if(MODETEST == 'c'){
    TesteConform();
    goto ModeTestelNi;
  }
  if(MODETEST == 'p'){
    VoltagemCI();
    goto ModeTestelNi;
  }
  if(MODETEST == 'b'){
    FuncBezzet();
    goto ModeTestelNi;
  }
  if(MODETEST == 'n'){
    NivelBat();
    goto ModeTestelNi;
  }
  if(MODETEST == 'y'){
    PolarCI();
    goto ModeTestelNi;
  }
  if(MODETEST == 'k'){
    TestelNi();
    goto ModeTestelNi;
  }
  if(MODETEST == 'v'){
    VoltagemClajuste();
    goto ModeTestelNi;
  }
  if(MODETEST == 'i'){
    InvSinal();
    goto ModeTestelNi;
  }
  if(MODETEST == 'j'){
    TestelNiNeg();
    goto ModeTestelNi;
  }
  if(MODETEST == 'Z'){
    CalibVoltagem();
    goto ModeTestelNi;
  }
  if(MODETEST == 's'){
  }
}

```

Programação das funções de execução do eletrômetro.

```

int TAXA_CARGA = 0;
  int dlay = 200;
  int dlayi = 200;
  int dlayaqui = 50;

// FUNÇÃO LEITURA DE CORRENTE
void ModoCorrente(){
  int TAXA = 0;
  float corrente = 0;
  unsigned long TAXA_ACUM = 0;
  float TAXA_MEDIA = 0;
  float SINAL = 0;
  float CORRENTE = 0;
  NivelBatAlerta();
  //ADCSRA &= ~PS_128; //limpa configuração
da biblioteca do arduino
  //ADCSRA |= PS_128; // 32 prescaler

  digitalWrite(R10G,HIGH);
  digitalWrite(ZEROCHEK,HIGH);
  delay(3000);
  digitalWrite(ZEROCHEK,LOW);
  digitalWrite(R10K,LOW);
  Serial3.println("Aguardando exposição...");
  while(analogRead(ADC_MEGA)< 2){};
  Serial3.println("Lendo...");
  //LEITURA 10G -----
  dezgiga:
  Serial3.println("Resistor 10G");
  do{
    for(int i = 0; i<10; i++){
      TAXA = analogRead(ADC_MEGA);
      TAXA_ACUM = TAXA + TAXA_ACUM;
      delay(dlayaqui);
    }
    TAXA_MEDIA = TAXA_ACUM/10; delay(100);
    SINAL = TAXA_MEDIA*0.004882;delay(100);
    CORRENTE = (SINAL-
0.00237)/0.01061;delay(100);
    Serial3.print(CORRENTE);delay(100);
    Serial3.println(" pA");delay(100);
    TAXA_ACUM = 0;
  }while(2 < TAXA && TAXA < 840);
  if(TAXA >= 840 && digitalRead(R10G)==true){
    digitalWrite(R100M,HIGH);
    delay(dlay);
    digitalWrite(R10G,LOW);
    delay(dlayi);

    //LEITURA 100M -----
    cemmega:
    Serial3.println("Resistor 100M");
    do{
      for(int i = 0; i<10; i++){
        TAXA = analogRead(ADC_MEGA);
        TAXA_ACUM = TAXA + TAXA_ACUM;
        delay(dlayaqui);
      }
      TAXA_MEDIA = TAXA_ACUM/10; delay(100);
      SINAL = TAXA_MEDIA*0.004882;delay(100);
      CORRENTE = (SINAL-
0.01908)/0.10295;delay(100);
      Serial3.print(CORRENTE);delay(100);
      Serial3.println(" nA");delay(100);
      TAXA_ACUM = 0;
    }while(2 < TAXA && TAXA < 840);

    if(TAXA <= 2 && digitalRead(R100M)==true){
      digitalWrite(R10G,HIGH);
      delay(dlay);
      digitalWrite(R100M,LOW);
      delay(dlayi);
      goto dezgiga;
    }
    else
    { //LEITURA 1M -----
      ummega:
      digitalWrite(R1M,HIGH);
      delay(dlay);
      digitalWrite(R100M,LOW);
      delay(dlayi);
      Serial3.println("Resistor 1M");
      do{
        for(int i = 0; i<10; i++){
          TAXA = analogRead(ADC_MEGA);
          TAXA_ACUM = TAXA + TAXA_ACUM;
          delay(dlayaqui);
        }
        TAXA_MEDIA = TAXA_ACUM/10;
        delay(100);
        SINAL =
TAXA_MEDIA*0.004882;delay(100);
        CORRENTE =
(SINAL+0.02197)/1.02722;delay(100);
        Serial3.print(CORRENTE);delay(100);
        Serial3.println(" uA");delay(100);
        TAXA_ACUM = 0;
      }while(2 < TAXA);
    }
    if(TAXA <= 2 && digitalRead(R1M)==true){
      digitalWrite(R100M,HIGH);
      delay(dlay);

```



```

        digitalWrite(R1M,LOW);
        delay(dlayi);
        goto cemmega;
    }
}
finalfinal:
digitalWrite(R10K,HIGH);
delay(100);
digitalWrite(R10G,LOW);
}
// FUNÇÃO LEITURA CARGA RÁPIDA
void CargaRapida(){
    CargaRapidaIni:
    float CARGA = 0;
    int NIVEL = 0;
    char choose = "";
    char conteudo = "";
    char sair = "";
    char off_set = "";
    float SINAL = 0;
    unsigned long NIVEL_ACUM = 0;
    unsigned long CONT = 0;
    unsigned long TEMP_INT = 0;
    unsigned long TEMP_INTF = 0;
    unsigned long DELTA_T = 0;
    float DELTA_t = 0;
    float SINAL_X_TEMPO = 0;
    float CORRENTE = 0;
    int defniv = 15;
    NivelBatAlerta();
    Serial3.println("Escolha o resistor:");
    Serial3.println("10G: p");
    Serial3.println("100M: q");
    Serial3.println("1M: r");
    Serial3.println("Sair: s");
    while(Serial3.available()==0){};
    choose = Serial3.read();
    if(choose == 'p'){
        Serial3.println("Resistor 10G");
        digitalWrite(R10G,HIGH);
        digitalWrite(ZEROCHEK,HIGH);
        delay(3000);
        digitalWrite(ZEROCHEK,LOW);
        digitalWrite(R10K,LOW);
        Serial3.println("Ajuste offset: S / N");
        Serial3.println("Nível 2 = 1 pA");
        while (Serial3.available()==0){};
        off_set = Serial3.read();
        if(off_set == 'S'){
            do{
                CARGA = analogRead(ADC_MEGA);
                Serial3.println(CARGA);
                delay(500);
                }while(Serial3.available()==false);
                Serial3.flush();
                while(Serial3.available(>0){
                    Serial3.read();
                }
            }
            do{
                delay(1000);
                Serial3.println("Pronto!");
                while(analogRead(ADC_MEGA)<defniv){};
                TEMP_INT = millis();
                do{
                    NIVEL = analogRead(ADC_MEGA);
                    NIVEL_ACUM = NIVEL + NIVEL_ACUM;
                    CONT = CONT + 1;
                }while(NIVEL >= defniv);
                TEMP_INTF = millis();delay(100);
                Serial3.println("Calculando....");delay(100);
                DELTA_T = TEMP_INTF -
                TEMP_INT;delay(100);
                DELTA_t =
                float(DELTA_T)/float(CONT);delay(100);
                SINAL =
                (float(NIVEL_ACUM)*0.004882);delay(100);
                CORRENTE = (SINAL-
                0.00237)/0.01061;delay(100);
                CARGA =
                (CORRENTE*DELTA_t)/1000.0;delay(100);
                Serial3.print("CARGA = ");delay(100);
                Serial3.print(CARGA);delay(100);
                Serial3.print(" pC ");delay(100);
                Serial3.print("-");delay(100);
                Serial3.print(" T.Exp= ");delay(100);
                Serial3.print(DELTA_T);delay(100);
                Serial3.println(" ms");delay(100);
                Serial3.print(" T= ");delay(100);
                Serial3.print(DELTA_t);delay(100);
                Serial3.print(" ms - N° leituras: ");delay(100);
                Serial3.println(CONT);delay(100);
                while(Serial3.available()==0){};
                sair = Serial3.read();
                CONT=0;NIVEL_ACUM=0;DELTA_T = 0;
            }
            while(sair!='s');
            digitalWrite(R10K,HIGH);
            delay(1000);
            digitalWrite(R10G,LOW);
        }
    }
}
// FUNÇÃO CARGA INTEGRADA NO INTERVALO
void CargaIntegradaIntervalo(){
    CargaRapidaIni:

```

```

int NIVEL = 0;
char choose = "";
char conteudo = "";
char sair = "";
char off_set = "";
float VALOR_CARGA = 0;
float NIVEL_ACUM = 0;
float SINAL = 0;
float corrente = 0;
float CARGA = 0;
unsigned long CONT = 0;
unsigned long TEMP_INI = 0;
unsigned long TEMP_FIN = 0;
unsigned long TEMP_INT = 0;
unsigned long TEMP_INTF = 0;
unsigned long DELTA_T = 0;
unsigned long DELTA_t = 0;
NivelBatAlerta();
Serial3.println("Escolha o tempo de integraçã
(ms):");
    while(Serial3.available()==0){};
    TEMP_INT = Serial3.parseInt();
    Serial3.println("Escolha o resistor:");
Serial3.println("10G: p");
Serial3.println("100M: q");
Serial3.println("1M: r");
Serial3.println("Sair: s");
while(Serial3.available()==0){};
choose = Serial3.read();
//=====
if(choose == 'p'){
Serial3.println("Resistor 10G");
digitalWrite(R10G,HIGH);
digitalWrite(ZEROCHEK,HIGH);
delay(3000);
digitalWrite(ZEROCHEK,LOW);
digitalWrite(R10K,LOW);
do{
delay(200);
Serial3.println("Pronto!");
//while(analogRead(ADC_MEGA)<10){};
TEMP_INI = millis();
do{
NIVEL = analogRead(ADC_MEGA);
NIVEL_ACUM = NIVEL + NIVEL_ACUM;
CONT = CONT + 1;
delay(100);
TEMP_FIN = millis();
}while((TEMP_FIN - TEMP_INI) < TEMP_INT);
Serial3.println("Calculando....");
SINAL = 0.004882*(NIVEL_ACUM);
delay(100);
corrente = (SINAL - 0.00237)/0.01061;

    DELTA_t = (TEMP_FIN - TEMP_INI)/CONT;
delay(100);
    CARGA = corrente*(DELTA_t/1000);
delay(100);
    Serial3.print("Carga: ");delay(100);
    Serial3.print(CARGA);delay(100);
    Serial3.println(" pC");delay(100);
    while(Serial3.available()==0){};
    sair = Serial3.read();
    CONT=0;
    NIVEL_ACUM=0;
}
while(sair!='s');
digitalWrite(R10K,HIGH);
delay(1000);
digitalWrite(R10G,LOW);
}
//=====
if(choose == 'q'){
Serial3.println("Resistor 100M");
digitalWrite(R100M,HIGH);
digitalWrite(ZEROCHEK,HIGH);
delay(3000);
digitalWrite(ZEROCHEK,LOW);
digitalWrite(R50G,LOW);

Serial3.println("Ajuste offset: S / N");
while (Serial3.available()==0){};
off_set = Serial3.read();
if(off_set == 'S'){
do{
NIVEL = analogRead(ADC_MEGA);
Serial3.println(NIVEL);
delay(500);
}while(Serial3.available()==false);
Serial3.flush();
while(Serial3.available()>0){
Serial3.read();
}
}
do{
delay(2000);
Serial3.println("Pronto!");
while(analogRead(ADC_MEGA)<5){};
TEMP_INT = millis();
do{
NIVEL = analogRead(ADC_MEGA);
NIVEL_ACUM = NIVEL + NIVEL_ACUM;
CONT = CONT + 1;
}while(NIVEL >= 5);
TEMP_INTF = millis();
Serial3.println("Calculando....");

```

```

DELTA_T = TEMP_INTF - TEMP_INT;
DELTA_t = DELTA_T/CONT;
SINAL =(NIVEL_ACUM/CONT);
Serial3.print("Nível Médio ");
Serial3.print(SINAL);
Serial3.print(" -- ");
Serial3.print(DELTA_T);
Serial3.println(" ms");
Serial3.println(CONT);
TempPressHum();
while(Serial3.available()==0){};
sair = Serial3.read();
CONT=0;
NIVEL_ACUM=0;
}
while(sair!='s');
digitalWrite(R50G,HIGH);
delay(1000);
digitalWrite(R100M,LOW);
}
//=====
if(choose == 'r'){
Serial3.println("Resistor 1M");
digitalWrite(R1M,HIGH);
digitalWrite(ZEROCHK,HIGH);
delay(3000);
digitalWrite(ZEROCHK,LOW);
digitalWrite(R50G,LOW);
do{
Serial3.println("Pronto!");
while(analogRead(ADC_MEGA)<5){};
Serial3.println("lendo");
TEMP_INT = millis();
do{
NIVEL = analogRead(ADC_MEGA);
NIVEL_ACUM = NIVEL + NIVEL_ACUM;
CONT = CONT + 1;
}while(NIVEL >= 5);
TEMP_INTF = millis();
Serial3.println("Calculando....");
DELTA_T = TEMP_INTF - TEMP_INT;
DELTA_t = DELTA_T/CONT;
SINAL =(NIVEL_ACUM/CONT);
Serial3.print("Nível Médio ");
Serial3.print(SINAL);
Serial3.print(" -- ");
Serial3.print(DELTA_T);
Serial3.println(" ms");
Serial3.println(CONT);
TempPressHum();
while(Serial3.available()==0){};
sair = Serial3.read();
CONT=0;
}
while(sair!='s');
digitalWrite(R50G,HIGH);
delay(1000);
digitalWrite(R100M,LOW);
}
}
// DEFINIÇÃO POLARIZAÇÃO CI =====
void PolarCI(){
Serial3.println("Positiva (p) OU Negativa (n)
OU desligada(d)?");// L para baixa e D para
desligada
Serial3.flush();
char Polar = 0;
//HV_HIGH_LOW HIGH: sistema de leitura em
baixa voltagem
//HV_HIGH_LOW LOW: sistema de leitura em alta
voltage
//HV_POS_NEG HIGH: alta voltagem positiva
//HV_POS_NEG LOW: alta voltagem negativa
while(Serial3.available()==0){};
Polar = Serial3.read();
delay(200);
if(Polar == 'p'){
digitalWrite(HV_POS_NEG,HIGH);
delay(1000);
digitalWrite(HV_HIGH_LOW,LOW);
}
if(Polar == 'n'){
digitalWrite(RELE_INV,HIGH);
digitalWrite(HV_POS_NEG,LOW);
delay(1000);
digitalWrite(HV_HIGH_LOW,LOW);
}
if(Polar == 'd'){
digitalWrite(HV_HIGH_LOW,HIGH);
delay(200);
digitalWrite(HV_POS_NEG,HIGH);
digitalWrite(RELE_INV,LOW);
}
}
// FUNÇÃO LEITURA BME280=====
void TempPressHum() {
float t = bme.readTemperature();
float p = (bme.readPressure()/1000);
Serial3.print("Temperatura = ");
Serial3.print(t);
Serial3.println(" °C");
Serial3.print("Pressão = ");
Serial3.print(p);
Serial3.println(" kPa");
}

```

```

Serial3.print("Umidade = ");
Serial3.print(bme.readHumidity());
Serial3.println(" %");
Serial3.println();
float KTP=(((273.15+t)/295.15)*(101.3/p));
Serial3.print("Fator KTP: ");
Serial3.println(KTP);
}
// TESTE DE CONFORMIDADE =====
float TesteConform(){
int Cur_Value = 0;
float V_Value = 0;
unsigned long Cur_Acum = 0;
float Ave_Cur_Acum = 0;
Serial3.println("TESTE DE CONFORMIDADE");
digitalWrite(CONFOR_TEST,HIGH);
delay(1000);
digitalWrite(R10K,LOW);
for(int i = 0;i < 10;i++){
Cur_Value = analogRead(ADC_MEGA);
Cur_Acum = Cur_Value + Cur_Acum;
delay(50);
}
digitalWrite(R10K,HIGH);
digitalWrite(CONFOR_TEST,LOW);

Ave_Cur_Acum = Cur_Acum/10;
V_Value = (Ave_Cur_Acum + 218.94)/1268.62;
Serial3.print("Valor médio de voltagem: ");
Serial3.print(V_Value);
Serial3.println(" V");
}

//LEITURA VOLTAGEM CI =====
float VoltagemCI(){
int Cur_Value = 0;
float V_Value = 0;
unsigned long Cur_Acum = 0;
float Ave_Cur_Acum = 0;
Serial3.println("Voltagem Câmara Ionização");
for(int i = 0;i < 10;i++){
Cur_Value = analogRead(MONIT_HV);
Cur_Acum = Cur_Value + Cur_Acum;
delay(50);
}
Ave_Cur_Acum = Cur_Acum/10;
V_Value = 1.645 + (Ave_Cur_Acum*0.616);
Serial3.print("VONTAGEM CI: ");
Serial3.print(V_Value);
Serial3.println(" V");
}

// FUNÇÃO BEZZER =====

void FuncBezzer(){
digitalWrite(BUZZER,HIGH);
delay(50);
digitalWrite(BUZZER,LOW);
delay(50);
digitalWrite(BUZZER,HIGH);
delay(100);
digitalWrite(BUZZER,LOW);
delay(100);
}

//NÍVEL DE BATERIA CONSULTA =====
void NivelBat(){
int volts = 0;
volts = map(analogRead(MONIT_BAT), 250, 325,
0, 100);
Serial3.print("Bateria em ");
Serial3.print(volts);
Serial3.println(" %");
delay(100);
if(volts < 20){
FuncBezzer();
}
delay(1000);
}

//NÍVEL DE BATERIA ALERTA =====
void NivelBatAlerta(){
int volts = 0;
volts = map(analogRead(MONIT_BAT), 250, 325,
0, 100);
delay(100);
if(volts < 20){
FuncBezzer();
Serial3.print(" Bateria BAIXA: ");
Serial3.print(volts);
Serial3.println(" %");
}
delay(100);
}

// TESTE INICIAL PARA LEITURA DO RESISTOR
void TesteIni(){
NivelBatAlerta();
int nivel = 0;
float corrente = 0;
Serial3.println("10G OHM.....");
digitalWrite(R10G,HIGH);
delay(100);
digitalWrite(R10K,LOW);
delay(5000);
digitalWrite(ZEROCHEK,HIGH);
delay(2000);
digitalWrite(ZEROCHEK,LOW);
}

```

```

do{
  nivel = analogRead(ADC_MEGA);
  corrente = 2.042 + (0.450*nivel);
  Serial3.print(nivel);
  Serial3.print(" ; ");
  Serial3.print(corrente);
  Serial3.println(" pA");
  delay(1000);
} while(Serial3.available()==false);
Serial3.flush();
while(Serial3.available(>0){
  Serial3.read();
}
delay(100);
Serial3.println("100M OHM.....");
digitalWrite(R100M,HIGH);
delay(100);
digitalWrite(R10G,LOW);
digitalWrite(ZEROCHEK,HIGH);
delay(1000);
digitalWrite(ZEROCHEK,LOW);
do{
  nivel = analogRead(ADC_MEGA);
  corrente = 0.067 + (0.046*nivel);
  Serial3.print(nivel);
  Serial3.print(" ; ");
  Serial3.print(corrente);
  Serial3.println(" nA");
  delay(1000);
} while(Serial3.available()==false);
Serial3.flush();
while(Serial3.available(>0){
  Serial3.read();
} delay(100);
Serial3.println("1M OHM.....");
digitalWrite(R1M,HIGH);
delay(100);
digitalWrite(R100M,LOW);
digitalWrite(ZEROCHEK,HIGH);
delay(1000);
digitalWrite(ZEROCHEK,LOW);
do{
  nivel = analogRead(ADC_MEGA);
  corrente = 13.755 + (4.937*nivel);
  Serial3.print(nivel);
  Serial3.print(" ; ");
  Serial3.print(corrente);
  Serial3.println(" nA");
  delay(1000);
}while(Serial3.available()==false);
Serial3.flush();
while(Serial3.available(>0){
  Serial3.read();
} delay(100);
Serial3.println("10K OHM.....");
digitalWrite(R10K,HIGH);
delay(100);
digitalWrite(R1M,LOW);
digitalWrite(ZEROCHEK,HIGH);
delay(1000);
digitalWrite(ZEROCHEK,LOW);
do{
  nivel = analogRead(ADC_MEGA);
  corrente = 1.902 + (0.453*nivel);
  Serial3.print(nivel);
  Serial3.print(" ; ");
  Serial3.print(corrente);
  Serial3.println(" uA");
  delay(1000);
} while(Serial3.available()==false);
Serial3.flush();
while(Serial3.available(>0){
  Serial3.read();
} delay(100);
Serial3.println("50G OHM.....");
digitalWrite(R50G,HIGH);
delay(100);
digitalWrite(R10K,LOW);
digitalWrite(ZEROCHEK,HIGH);
delay(1000);
digitalWrite(ZEROCHEK,LOW);
do{
  Serial3.println(analogRead(ADC_MEGA));
  delay(1000);
} while(Serial3.available()==false);
Serial3.flush();
while(Serial3.available(>0){
  Serial3.read();
}
digitalWrite(R10K,HIGH);
delay(1000);
digitalWrite(R50G,LOW);
}

//TEST INICIAL POLARIZAÇÃO NEGATIVA====
void TesteIniNeg(){
  NivelBatAlerta();
  int nivel = 0;
  float corrente = 0;
  Serial3.println("10G OHM.....");
  digitalWrite(R10G,HIGH);
  delay(100);
  digitalWrite(R10K,LOW);
  delay(5000);

```

```

digitalWrite(ZEROCHEK,HIGH);
delay(20000);
digitalWrite(ZEROCHEK,LOW);
do{
  nivel = analogRead(ADC_MEGA);
  corrente = 2.528 + (0.451*nivel);
  Serial3.print(nivel);
  Serial3.print(" ; ");
  Serial3.print(corrente);
  Serial3.println(" pA");
  delay(1000);
} while(Serial3.available()==false);
Serial3.flush();
while(Serial3.available(>0){
  Serial3.read();
}
digitalWrite(R10G,LOW);
delay(100);
Serial3.println("100M OHM.....");
digitalWrite(R100M,HIGH);
digitalWrite(ZEROCHEK,HIGH);
delay(1000);
digitalWrite(ZEROCHEK,LOW);
do{
  nivel = analogRead(ADC_MEGA);
  corrente = 0.150 + (0.046*nivel);
  Serial3.print(nivel);
  Serial3.print(" ; ");
  Serial3.print(corrente);
  Serial3.println(" nA");
  delay(1000);
} while(Serial3.available()==false);
Serial3.flush();
while(Serial3.available(>0){
  Serial3.read();
}
digitalWrite(R100M,LOW);
delay(100);
Serial3.println("1M OHM.....");
digitalWrite(R1M,HIGH);
digitalWrite(ZEROCHEK,HIGH);
delay(1000);
digitalWrite(ZEROCHEK,LOW);
do{
  nivel = analogRead(ADC_MEGA);
  corrente = 22.138 + (4.966*nivel);
  Serial3.print(nivel);
  Serial3.print(" ; ");
  Serial3.print(corrente);
  Serial3.println(" nA");
  delay(1000);
}while(Serial3.available()==false);
Serial3.flush();

while(Serial3.available(>0){
  Serial3.read();
}
digitalWrite(R1M,LOW);
delay(100);
Serial3.println("10K OHM.....");
digitalWrite(R10K,HIGH);
digitalWrite(ZEROCHEK,HIGH);
delay(1000);
digitalWrite(ZEROCHEK,LOW);
do{
  nivel = analogRead(ADC_MEGA);
  //corrente = 1.902 + (0.453*nivel);
  Serial3.print(nivel);
  Serial3.print(" ; ");
  Serial3.print(corrente);
  Serial3.println(" uA");
  delay(1000);
} while(Serial3.available()==false);
Serial3.flush();
while(Serial3.available(>0){
  Serial3.read();
}
digitalWrite(R10K,LOW);
delay(100);
Serial3.println("100 OHM.....");
digitalWrite(R50G,HIGH);
digitalWrite(ZEROCHEK,HIGH);
delay(1000);
digitalWrite(ZEROCHEK,LOW);
do{
  Serial3.println(analogRead(ADC_MEGA));
  delay(1000);
} while(Serial3.available()==false);
Serial3.flush();
while(Serial3.available(>0){
  Serial3.read();
}
digitalWrite(R10K,HIGH);
delay(100);
}
//AJUSTE DE VOLTAGEM NA CI=====
void VoltagemClajuste(){
char conteudo = "";
int caractere;
SelVoltIni:
Serial3.println("Digite a tensão: 0/50/100");
Serial3.println("150/200/250/300/350/400");
Serial3.println("Digite 's' para sair");
while(Serial3.available() == 0){};
caractere = Serial3.parseInt();
Serial3.flush();

```

