

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

FÁBIO FERNANDO BRÜNING

ELETRÔMETRO PARA USO EM METROLOGIA DE RADIAÇÃO IONIZANTE

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2023

FÁBIO FERNANDO BRÜNING

ELETRÔMETRO PARA USO EM METROLOGIA DE RADIAÇÃO IONIZANTE

Electrometer for use in ionizing radiation metrology

Dissertação apresentada ao Programa de Pós- Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), como requisito parcial para obtenção do título de “Mestre em Ciências” - Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia

CURITIBA

2023



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/)

Esta licença permite remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, para fins não comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es) e que licenciem as novas criações sob termos idênticos. Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.

FOLHA DE APROVAÇÃO

<https://sistemas2.utfpr.edu.br/dpls/sistema/acad01/mpCadDefQualPg...>



Ministério da Educação
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Campus Curitiba



FABIO FERNANDO BRUNING

ELETRÔMETRO PARA USO EM METRÓLOGIA DE RADIAÇÃO IONIZANTE

Trabalho de pesquisa de mestrado apresentado como requisito para obtenção do título de Mestre Em Ciências da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).
Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Data de aprovação: 07 de Julho de 2023

Dr. Joaquim Miguel Maia, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Dr. Jose Carlos Da Cunha, Doutorado - Universidade Federal do Paraná (Ufpr)

Dra. Rosalba Da Costa, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Documento gerado pelo Sistema Acadêmico da UTFPR a partir dos dados da Ata de Defesa em 07/07/2023.

AGRADECIMENTOS

Ao professor e orientador Dr. Joaquim Miguel Maia por estar sempre disponível e solícito quando surgiram dúvidas, pelos ensinamentos técnico, as trocas de ideias e auxílio durante as dificuldades no desenvolvimento desse trabalho, pela paciência, pelo incentivo, palavras de motivação e pela confiança depositada em mim.

Agradeço imensamente aos meus pais, por tudo até hoje, grande parte do que sou e das minhas conquistas somente foram possíveis pela educação e oportunidades providas por eles.

Agradeço à minha esposa Sandra, às minhas filhas Helena e Luiza, pela paciência, pelas palavras de incentivo, pela compreensão nos momentos de ausência e todo o carinho.

Agradeço a todos os amigos, que me deram apoio e incentivo durante meu mestrado e que muitas vezes serviram de apoio em momentos difíceis.

Ao Hospital Erasto Gaertner por fornecer ambiente para aplicação dos testes.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES - Processo 001), Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq – Processo 408274/2021-2) e Fundação Araucária pelo apoio financeiro.

“Tempo é seu único recurso verdadeiramente finito.”

Andrew S. Grove

RESUMO

Os dosímetros desempenham um papel essencial nas aplicações de radiação ionizante. Seu funcionamento é baseado na proporcionalidade entre a taxa de dose de radiação e a corrente induzida pela radiação ionizante em um elemento sensor. Assim, é possível calcular a dose de radiação absorvida integrando a corrente medida ao longo do tempo. O objetivo principal deste trabalho foi desenvolver um circuito eletrônico baseado em um amplificador de transimpedância para trabalhar com correntes de pico amperes geradas por uma câmara de ionização exposta a fontes radioativas. No primeiro estágio tem-se o amplificador de transimpedância, em conjunto a um amplificador seguidor de tensão (fazendo *guard* do circuito). Após esse estágio tem-se um amplificador somador para permitir o ajuste de zero e ganho total, por fim, um filtro *Butterworth*, com importante função de filtrar a frequência de 60 Hz e adicionar um pequeno ganho ao circuito. A saída do filtro *Butterworth* é enviada a um microcontrolador *STM32F103C8T6* que faz o gerenciamento dos valores lidos na porta ADC, botões e display para interface com usuário. O protótipo desenvolvido pode operar com correntes de ± 10 pA a ± 1000 pA e gerar tensões de polarização para a câmara de ionização na faixa entre ± 100 V e ± 400 V. Foi feita a montagem em um gabinete, com display e botões dedicados. No display, todas as informações necessárias são apresentadas simultaneamente. Testes foram conduzidos para avaliar a eficácia dos filtros eletrônicos utilizados, repetibilidade ($\leq 0,2\%$), tempo de estabilização ($\leq 0,05\%$) e linearidade ($R^2 = 0,9993$ para corrente e $R^2 = 0,9995$ para carga acumulada), indicando a viabilidade da metodologia de baixo custo proposta neste trabalho para dosimetria de radiação ionizante.

Palavras-chave: Medição de Picoampere. Dosimetria de Radiação. Eletrômetro. Instrumentação Biomédica.

ABSTRACT

Dosimeters perform an essential role in ionizing radiation applications. Its operation depends on the proportionality between the radiation dose rate and the current induced by ionizing radiation in a sensor element. Thus, it is possible to calculate the absorbed radiation dose by integrating the measured current over time. This work's main objective was to develop an electronic circuit based on a transimpedance amplifier to work with currents of pico amperes generated by an ionization chamber exposed to radioactive sources. The first stage is the transimpedance amplifier, and a follower amplifier (for guarding circuit). The following stage is a summing amplifier, to allow zero and total gain adjustment, and, finally, a Butterworth filter, with the important role of filtering the 60 Hz frequency and adding a small gain to the circuit. The Butterworth filter output is sent to the STM32F103C8T6 microcontroller that manages the values read from the ADC port, buttons, and display for the user interface. The developed prototype can operate with currents from ± 10 pA to ± 1000 pA and generate polarization voltages for the ionization chamber in the range between ± 100 V and ± 400 V. It was assembled in a cabinet with a dedicated display and buttons. On the display, all necessary information is presented simultaneously. Tests were conducted to evaluate the effectiveness of the electronic filters used, repeatability ($\leq 0,2\%$), stabilization time ($\leq 0,05\%$), and linearity ($R^2 = 0.9993$ for current and $R^2 = 0.9995$ for accumulated charge), indicating the viability of the low-cost methodology proposed in this work for ionizing radiation dosimetry.

Keywords: Picoamper Measurement. Radiation Dosimetry. Electrometer. Biomedical Instrumentation.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Gráfico de tempo e corrente.....	20
Figura 2 - Magnitude e pulso de corrente ao longo do tempo.....	21
Figura 3 - Ligação de um amperímetro e leitura de corrente média.....	23
Figura 4 - Elementos básicos de uma câmara de ionização.	25
Figura 5 - Regiões de operação de detectores a gás.	26
Figura 6 - Amperímetro de <i>shunt</i>	30
Figura 7 - Amperímetro de <i>feedback</i>	31
Figura 8 - Circuito para medir a carga elétrica.....	32
Figura 9 - Circuito de uma câmara de ionização com cabo, (a) sem circuito de <i>guard</i> e (b) com circuito de <i>guard</i>	33
Figura 10 - Fenômenos geradores de correntes não desejadas.....	36
Figura 11 - Componentes de um cabo triaxial.....	38
Figura 12 - (a) Conector BNC; (b) Conector triaxial.	39
Figura 13 - simulação do circuito no <i>software LT Spice</i>	42
Figura 14 - Diagrama esquemático do circuito.	43
Figura 15 - Esquema elétrico da fonte.....	46
Figura 16 - Desenho da placa de CI da fonte.	47
Figura 17 - Esquema elétrico da placa principal.	48
Figura 18 - Desenho da placa de circuito impresso principal.....	49
Figura 19 - Placa de desenvolvimento do STM32.	52
Figura 20 - Disposição dentro do gabinete.....	53
Figura 21 - Foto da parte traseira do equipamento.....	53
Figura 22 - Painel frontal do equipamento.....	53
Figura 23 - Configurações de: (a) <i>clock</i> , (b) portas entrada/saída, (c) <i>ADC</i> , (d) <i>timers</i>	55
Figura 24 - <i>Timer</i> que faz <i>trigger</i> da porta <i>ADC</i>	57
Figura 25 - <i>Display</i> do equipamento.	57
Figura 26 - (a) Sinal de saída sem fonte radioativa; (b) Sinais com a fonte de 70 pA antes do filtro (Azul) e na saída final (Amarelo).....	58
Figura 27 - Leituras de tensão geradas por (a) fonte de 70 pA e (b) 430 pA.....	59
Figura 28 - Fotos (a) da câmara de ionização PTW e (b) da montagem para realização das medidas no acelerador linear Varian CL600CD.....	60
Figura 29 - Análise de linearidade: (a) dados para várias taxas de dose; (b) gráfico com curva de linearização. Testes realizados utilizando um acelerador linear CL600CD (<i>Varian Medical Systems</i>) com feixe de 6 MV, tensão de polarização de -300 V em uma câmara Farmer com volume sensível de 0,6 cc.....	62
Figura 30 - Modelo de equipamento da década de 80.....	63

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características de alguns materiais isolantes.....	35
Tabela 2 - Requisitos de desempenho para eletrômetro em condições de teste padrão.	41
Tabela 3 - Leituras de corrente típicas em radioterapia.....	45
Tabela 4 - Configuração para seleção do resistor de <i>feedback</i>	50
Tabela 5 - Configuração para seleção dos níveis de tensão.	51
Tabela 6 - Ranges disponíveis para o usuário.	60
Tabela 7 - Análise de repetibilidade e tempo de estabilização com o eletrômetro configurado para: Tensão de Polarização = -300 V, Ganho High, Fonte Sr-90, câmara com volume sensível de 600 cc.	61
Tabela 8 - Valor aproximado dos componentes utilizados.....	66

LISTA DE SIGLAS

AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
AC	<i>Alternating Current</i>
ADC	<i>Analog Digital Converter</i>
BIPM	<i>Bureau International Des Poids Et Mesures</i>
BJT	<i>Bipolar Junction Transistor</i>
CMOS	<i>Complementary Metal Oxide Semiconductor</i>
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CNTP	Condições Normais de Temperatura e Pressão
DC	<i>Direct Current</i>
DIN	<i>Deutsches Institut für Normung</i>
FET	<i>Field Effect Transistor</i>
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
IMRT	<i>Intensity Modulated Radiation Therapy</i>
IMS	<i>International Measurement System</i>
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
ITU	<i>International Telecommunication Union</i>
KERMA	<i>Kinetic Energy Released per unit MASS</i>
LNMRI	Laboratório Nacional de Metrologia de Radiações Ionizantes
MSV	<i>Mean Square Voltage Mode</i>
NCRP	<i>National Council on Radiation Protection and Measurements (EUA)</i>
OMC	Organização Mundial do Comércio
PSDL	<i>Primary Standart Dosimetry Laboratory</i>
PTFE	Politetrafluoretileno (<i>Teflon</i> ®)
RTC	<i>Real-Time Clock</i>
SSDL	<i>Secondary Standard Dosimetry Laboratory</i>

TBT	<i>Technical Barriers to Trade</i>
TRS	<i>Technical Report Series</i>
VMAT	<i>Volumetric modulated arc therapy</i>
WHO	<i>World Health Organization</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

K_{elec}	Fator de calibração unicamente do eletrômetro
K_{pol}	Fator de efeito de polaridade
K_{Q,Q_0}	Fator específico da câmara que corrige a diferença entre a qualidade do feixe de referência Q_0 e a qualidade real sendo usado, Q
K_S	Fator de recombinação iônica
K_{TP}	Fator de correção para pressão e temperatura
M_1	Leitura do dosímetro, em Coulomb
M_Q	Leitura do dosímetro corrigido pelos fatores de temperatura e pressão, calibração do eletrômetro, efeito de polaridade e recombinação iônica
N_{D,w,Q_0}	Fator de calibração em termos de dose absorvida na água para o dosímetro na qualidade de referência Q_0
Q	Símbolo geral para indicar a qualidade de um feixe de radiação
Q_0	Qualidade de referência utilizada para a calibração de uma câmara de ionização ou de um dosímetro
Z_{ref}	Profundidade de referência.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	OBJETIVOS	15
1.1.1	Objetivo Geral	15
1.1.2	Objetivos Específicos	15
1.1.3	Estrutura da Dissertação	16
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS	17
2.1	DOSIMETRIA DE RADIAÇÃO IONIZANTE.....	17
2.1.1	Princípios dosimétricos, quantidades e unidades	18
2.1.2	Dose Absorvida	18
2.2	PROPRIEDADES GERAIS DOS DETECTORES DE RADIAÇÃO	19
2.2.1	Modo <i>Mean Square Voltage</i> (MSV)	21
2.2.2	Modo Pulso.....	21
2.2.3	Modo de corrente.....	22
2.2.4	Câmeras de ionização	23
2.3	PROTOCOLOS DE DOSIMETRIA	28
2.3.1	Nível Laboratório Primário (PSDL, <i>Primary Standart Dosimetry Laboratory</i>)	28
2.3.2	Nível Laboratório Secundário (SSDL, <i>Secondary Standard Dosimetry Laboratory</i>)	29
2.3.3	Nível do usuário Local	29
2.4	MEDIÇÃO DE CORRENTES BAIXAS	29
2.4.1	Amperímetro de <i>shunt</i>	30
2.4.2	Amperímetro de <i>feedback</i>	30
2.4.3	Medida de carga elétrica.....	31
2.4.4	Correntes de fuga e circuito de proteção	32
2.4.5	Deslocamento de zero.....	33
2.4.6	Efeitos triboelétricos.....	33
2.4.7	Efeitos de carga piezoelétrica e armazenada	34
2.4.8	Contaminação e umidade.....	34
2.4.9	Absorção dielétrica	35
2.4.10	Características dos matérias comumente utilizados	35
2.4.11	Interferência eletrostática e blindagem.....	36
2.4.12	Fatores ambientais	37
2.4.13	<i>Johnson noise</i>	38

2.4.14	Requisitos de cabos e conectores.....	38
2.5	Normas técnicas IEC 60731 e IEC 62467-1	39
3	MATERIAIS E MÉTODOS	42
3.1	Simulações	42
3.2	Montagem experimental	43
3.3	Montagem definitiva.....	45
3.3.1	Fonte de alimentação.....	46
3.3.2	Placa principal.	47
3.3.3	Placa de desenvolvimento para o microcontrolador.....	51
3.3.4	Gabinete e organização das placas.	52
3.3.5	Comentários de alguns pontos relevantes do <i>firmware</i>	53
4	RESULTADOS	58
5	DISCUSSÃO.....	63
6	CONCLUSÃO	66
6.1	TRABALHOS FUTUROS	66
	REFERÊNCIAS	68
	APÊNDICE	71
	APÊNDICE A – <i>Firmware</i> desenvolvido para o microcontrolador STM32F103C6	72

1 INTRODUÇÃO

Os detectores de radiação representam uma ferramenta indispensável para a detecção da presença da radiação ionizante e para a determinação da dose absorvida, muito importante para calibração dos equipamentos. Além de serem de suma importância na área de proteção radiológica, esses instrumentos possibilitam a implementação de requisitos de segurança nos ambientes de trabalho e pesquisa com radiações ionizantes, utilizadas em várias áreas das ciências biomédicas, químicas, físicas e engenharia.

O progresso em termos de detecção é contínuo e, com frequência, são estudados e desenvolvidos novos detectores baseados na aplicação dos princípios eletrônicos e físicos de coleta e condução de cargas em um volume sensível. A eletrônica associada aos detectores e a possibilidade de amplificação do sinal gerado pela radiação ionizante faz com que este sinal possa ser detectado e possibilita uma leitura que pode ser convertida para dose absorvida.

Os constantes avanços nas técnicas de tratamento radioterápico permitem cada vez mais que uma dose maior seja entregue às regiões tumorais, enquanto tecidos saudáveis e órgãos de risco adjacentes absorvem pequenas doses. Dentre essas técnicas modernas, pode-se citar: (1) Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT), que consiste na aplicação de múltiplos feixes com campos de intensidade modulada; (2) o VMAT ou RapidArc[®] (IMRT em arco volumétrico), que permite tratamentos mais complexos porque, além da intensidade modulada, envolve o movimento do *gantry* e; (3) radiocirurgia, onde uma alta dose pode ser aplicada em uma região pequena e bem definida (KHAN, 2013).

Com o uso generalizado dessas modernas e complexas técnicas de radioterapia, a calibração correta dos emissores de radiação é cada vez mais relevante. Documentos internacionais ditam protocolos para realização de medições, procedimentos para medição de dose absorvida, parâmetros utilizados e correções, como o TRS-398-IAEA (KHAN, 2013).

Os protocolos internacionais de medida de dose e as normas brasileiras indicam as especificações mínimas dos conjuntos de dosimetria que cada instituição deve possuir. De acordo com a norma 6.10 da CNEN, a instituição deve possuir dois eletrômetros com as seguintes características: display digital de 4 dígitos, ou 1% de resolução na leitura de corrente ou carga elétrica, tensões positivas e negativas para polarização da câmera de ionização reversível e tensão variável, com relação maior ou igual a dois (CNEN NN 6.10, 2021).

Dependendo das características do detector e da intensidade do campo radioativo, os valores típicos das correntes induzidas podem variar de pico amperes a nano amperes. Eletrômetros adequados para essas medições estão disponíveis no mercado, mas são caros (na

ordem de USD 6.000,00). Assim, o projeto de eletrômetros customizados com componentes de baixo custo tem sido atrativo nos últimos anos. Embora a maioria das soluções personalizadas tenha desvantagens significativas em comparação com as disponíveis comercialmente, principalmente na precisão da medição, elas são aplicáveis na pesquisa (WANGA, 2013).

A eletrônica dos eletrômetros é basicamente composta por pré-amplificadores e amplificadores uma vez que a corrente gerada pela radiação é muito baixa, da ordem de picoampere (pA) e nanoampere (nA). Sem o uso de elementos de amplificação não seria possível realizar a leitura da informação que se deseja obter (ANDELKOVIC, 2012). No processo de medição, o ruído é gerado por fontes internas ou externas, como design do dispositivo, poeira, umidade do ar e cabos. Várias técnicas de design, proteções, blindagens e cabos não convencionais ajudam a reduzir esse ruído. Alta precisão e exatidão são difíceis de alcançar, principalmente ao medir correntes na faixa de pico amperes (MORTUZA, 2017).

Os Eletrômetros utilizados em dosimetria de radiações ionizantes estão presentes em todos os serviços/laboratórios que fazem uso dessas radiações. Geralmente são de fabricantes de grande renome na área de metrologia das radiações ionizantes, porém, são equipamentos com eletrônica bem conhecida, e é necessário desmistificar que são equipamentos extremamente complexos, somente sobre o domínio de grandes empresas tradicionais no assunto.

Neste trabalho, propõem-se o desenvolvimento de um equipamento de baixo custo para ser utilizado em aplicações de pesquisa e dosimetria de fontes de radiação, como por exemplo, geradores utilizados em radioterapia.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho é implementar um eletrômetro customizado de baixo custo para operar com fontes de radiação que gerem correntes na faixa entre ± 10 pA e ± 1000 pA e possam gerar tensões de polarização para a câmara de ionização na faixa entre ± 100 V e ± 400 V.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Verificar um *design* possível, com componentes de baixo custo e acessíveis no mercado;
- Validar o *design* com montagem em placa universal e/ou *proto-board*;

- Desenhar e confeccionar uma placa de circuito impresso com a implementação do design proposto;
- Desenvolver uma aplicação para microcontrolador capaz de gerenciar o dispositivo, botões, *display* e outros módulos;
- Validar o sistema em um equipamento real de uso clínico, utilizando câmaras de ionização de fabricantes consolidados no mercado, e adicionalmente, fazer comparação com outros eletrômetros comerciais.

1.1.3 Estrutura da Dissertação

O trabalho está estruturado em 6 capítulos, brevemente descritos abaixo.

No capítulo 1 temos a introdução ao tema, com justificativa e objetivos relacionados ao trabalho. No capítulo 2 é discorrido sobre os fundamentos teóricos envolvidos, abordando sobre a dosimetria de radiações ionizantes, princípio de detecção e detalhes sobre os métodos de medição.

No capítulo 3 são apresentados os materiais utilizados, procedimentos, softwares, algoritmos e métodos desenvolvidos. Nos capítulos 4, 5 e 6 são apresentados os resultados obtidos seguidos pela discussão e a conclusão, respectivamente.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Os dosímetros desempenham um papel essencial nas aplicações de radiação ionizante. Seu funcionamento é baseado na proporcionalidade entre a taxa de dose de radiação e a corrente induzida pela radiação ionizante em um elemento sensor. Assim, é possível calcular a dose de radiação absorvida integrando a corrente medida ao longo do tempo. Um detalhamento sobre dosimetria de radiações ionizantes é apresentado no capítulo 2.1 e 2.2.

Dois circuitos básicos são usados para medições de corrente: o amperímetro *shunt* e o amperímetro de *feedback*. Na ordem de pico amperes, os amperímetros de *feedback* são preferíveis aos amperímetros *shunt*. Na seleção do amplificador operacional, o tipo CMOS é mais indicado que o tipo BJT (*Bipolar Junction Transistor*) e FET (*Field Effect Transistor*) (MORTUZA, 2017). Várias fontes de erro podem afetar a precisão e exatidão da medição de baixa corrente. Uma lista detalhada dos principais problemas e possíveis soluções são apresentadas no item 2.3.

2.1 DOSIMETRIA DE RADIAÇÃO IONIZANTE

De forma simplificada, a radiação é classificada em duas categorias, a radiação não ionizante e a radiação ionizante, dependendo de sua capacidade de ionizar a matéria. O potencial de ionização dos átomos, ou seja, a energia mínima necessária para ionizar um átomo, é da ordem de alguns elétrons-volt (eV) (KHAN, 2003).

A radiação ionizante pode ionizar a matéria de forma direta ou de forma indireta. As radiações diretamente ionizantes são as partículas carregadas, como elétrons, prótons, partículas alfas e íons pesados. As radiações indiretamente ionizantes são as partículas neutras, como fótons (raios x, raios gama) e nêutrons (PODGORSAK, 2005).

A radiação diretamente ionizante deposita energia no meio através de interações entre a partícula carregada diretamente ionizante e elétrons orbitais de átomos no meio. A radiação indiretamente ionizante (fótons ou nêutrons) deposita energia no meio através de um processo de duas etapas: na primeira etapa uma partícula carregada é liberada no meio (fótons liberam elétrons ou pósitrons, nêutrons liberam prótons ou íons pesados) e na segunda etapa, as partículas carregadas liberadas depositam energia para o meio através de interações diretas com elétrons orbitais dos átomos no meio (PODGORSAK, 2005).

A radioatividade é caracterizada pela transformação de um núcleo instável em uma entidade mais estável que também pode ser instável e vai decair novamente, formando uma cadeia de decaimentos até que uma configuração nuclear estável é alcançada. Os principais

modos de decaimento radioativo são: decaimento alfa, decaimento beta mais, decaimento beta menos, captura eletrônica, decaimento gama, conversão interna (KHAN, 2003).

2.1.1 Princípios dosimétricos, quantidades e unidades

A dosimetria de radiação é um método para a determinação quantitativa da energia depositada em um determinado meio. Uma série de quantidades e unidades foram definidas para descrever o feixe de radiação. Algumas grandezas dosimétricas comumente usadas e suas unidades serão apresentadas a seguir.

Definições precisas de quantidades relacionadas à proteção radiológica estão em constante evolução, e o leitor deve consultar as publicações da CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear), ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*), ICRP (*International Commission on Radiological Protection*) e NCRP (*National Council on Radiation Protection and Measurements, EUA*) para informações atualizadas.

2.1.2 Dose Absorvida

A dose absorvida é uma quantidade não estocástica aplicável à radiação diretamente e à radiação indiretamente ionizante. Para radiações indiretamente ionizantes, a energia é transmitida à matéria em duas etapas; na primeira etapa, a radiação indiretamente ionizante transfere energia como energia cinética para partículas carregadas secundárias (esta transferência de energia é denominada *kerma* (*Kinetic Energy Released per unit MA*ss)); na segunda etapa, essas partículas carregadas transferem parte de sua energia cinética para o meio (resultando em dose absorvida) e perde parte de sua energia na forma de *bremstrahlung* (radiação de “freamento”, quando um elétron é desacelerado por uma interação elétron-núcleo há a emissão de energia na forma de fótons) (PODGORSAK, 2005).

A dose absorvida D está relacionada à quantidade estocástica de energia transmitida, e é definida como a energia média ε transmitida pela radiação ionizante para a matéria de massa m em um volume finito V por:

$$D = d\varepsilon/dm. \quad (1)$$

A energia transmitida ε é a soma de toda a energia que entra no volume de interesse menos toda a energia que sai do volume, levando em consideração qualquer conversão massa-energia dentro do volume. Dois materiais diferentes, se submetidos à mesma exposição a raios gama, irão em geral absorver diferentes quantidades de energia (PODGORSAK, 2005).

É importante notar que os elétrons viajam no meio e depositam energia ao longo de seus rastros. Esta absorção de energia não ocorre no mesmo local que a transferência de energia descrita pelo *kerma*. A unidade de dose absorvida é joule por quilograma (J/kg). O nome especial para a unidade de dose absorvida é Gray (Gy) (PODGORSAK, 2005).

A dose absorvida deve ser uma medida razoável dos efeitos químicos ou físicos criados por uma determinada exposição à radiação em um material absorvente. Medições cuidadosas mostraram que a dose absorvida no ar correspondente a uma exposição a raios gama de 1 coulomb/kg, que equivale a 33,8 joules/kg ou 33,8 Gy. Se a água for substituída pelo ar, suas propriedades de absorção por unidade de massa não diferem muito porque o número atômico médio da água é praticamente o mesmo do ar. Para absorver materiais de números atômicos muito diferentes, no entanto, os mecanismos de interação têm importância relativa diferente e, portanto, a dose absorvida por unidade de exposição mostraria maiores diferenças (PODGORSAK, 2005).

Para medir a dose absorvida de maneira fundamental (pela medida de energia depositada em uma determinada massa), algum tipo de medição de energia deve ser realizado. Uma possibilidade é uma medição calorimétrica na qual a taxa de aumento da temperatura em uma amostra de absorvedor é usada para calcular a taxa de deposição de energia por unidade de massa. Devido à sua dificuldade, essas medições não são comuns para aplicação de rotina, pois os efeitos térmicos criados mesmo por grandes doses de radiação são muito pequenos. Em vez disso, as medições indiretas da dose absorvida são mais comuns, nas quais sua magnitude é inferida a partir de medições de ionização realizadas em condições adequadas (PODGORSAK, 2005).

2.2 PROPRIEDADES GERAIS DOS DETECTORES DE RADIAÇÃO

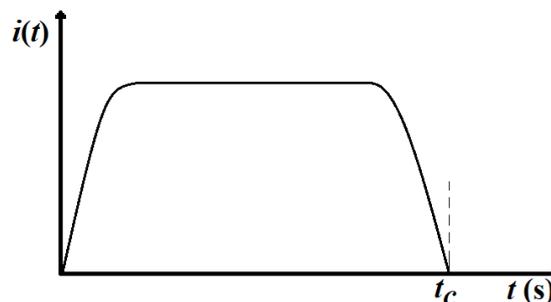
Para que o detector responda à interação de uma única partícula ou quantum de radiação (por exemplo, uma partícula alfa ou um fóton de raios gama individual), a radiação deve sofrer interação por meio de um dos mecanismos discutidos anteriormente. A interação ou tempo de parada é muito pequeno (normalmente alguns nanossegundos em gases ou alguns picossegundos em sólidos). Na maioria das situações práticas, esses tempos são tão curtos que a deposição da energia de radiação pode ser considerada instantânea (KNOLL, 2000).

O resultado da interação da radiação em uma ampla categoria de detectores é o aparecimento de uma determinada quantidade de carga elétrica dentro do volume ativo do detector. Assim, uma carga Q é criada dentro do detector no tempo $t = 0$, resultante da

interação de uma única partícula ou quantum de radiação. Em seguida, essa carga deve ser coletada para formar o sinal elétrico básico. Normalmente, a coleta da carga é realizada através da imposição de um campo elétrico dentro do detector, o que faz com que as cargas positivas e negativas criadas pela radiação fluam em direções opostas. O tempo necessário para coletar totalmente a carga varia muito de um detector para outro. Por exemplo, em câmaras de ionização, o tempo de coleta pode ser de alguns milissegundos, enquanto em detectores de diodo semicondutores o tempo é de alguns nanossegundos. Esses tempos refletem tanto a mobilidade dos portadores de carga dentro do volume ativo do detector quanto a distância média que deve ser percorrida antes da chegada aos eletrodos de coleta (KNOLL, 2000).

Como exemplo, apresenta-se um modelo de detector cuja resposta a uma única partícula ou quantum de radiação será uma corrente que flui por um tempo igual ao tempo de coleta de carga. O esboço da Figura 1 ilustra um exemplo para a dependência do tempo que a corrente do detector pode assumir, onde t representa o tempo de coleta de carga. O formato da curva apresentada na Figura 1 depende da energia da partícula e da intensidade do campo elétrico dentro do detector.

Figura 1 - Gráfico de tempo e corrente.



Fonte: Adaptado de Knoll (2000).

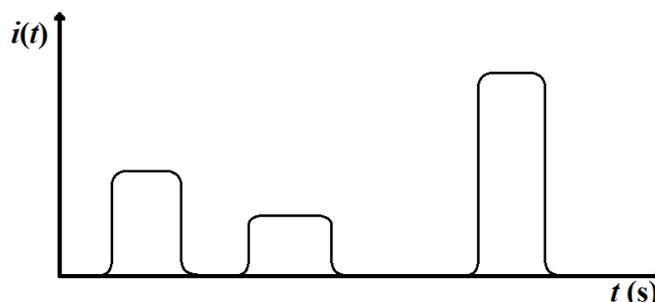
A quantidade total de carga gerada (Q) naquela interação específica é obtida pela integral da corrente durante o tempo de ocorrência do evento, conforme a Equação 2 (KNOLL, 2000).

$$\int_0^{t_c} i(t) dt = Q \quad (2)$$

Em qualquer situação real, muitas partículas ou quanta de radiação irão interagir durante um período de tempo. Se a taxa de irradiação for alta, podem surgir situações em que a corrente flui no detector de mais de uma interação em um determinado momento. Para os fins da presente discussão, assume-se que a taxa é baixa o suficiente para que cada interação individual dê origem a uma corrente que é distinguível de todas as outras. A magnitude e a duração de cada

pulso de corrente podem variar dependendo do tipo de interação, e um esboço da corrente instantânea fluindo no detector pode então aparecer conforme mostrado na Figura 2 (KNOLL, 2000).

Figura 2 - Magnitude e pulso de corrente ao longo do tempo.



Fonte: Adaptado de Knoll (2000).

É importante lembrar que, como a chegada dos quanta de radiação é um fenômeno aleatório regido pela estatística de Poisson, os intervalos de tempo entre pulsos sucessivos de corrente também são distribuídos aleatoriamente (KNOLL, 2000).

Com isso, apresenta-se os três modos gerais de operação dos detectores de radiação: modo de pulso, modo de corrente e modo de tensão média quadrática (abreviado de MSV, *mean square voltage mode*). Embora os três modos sejam operacionalmente distintos, eles estão inter-relacionados por meio de sua dependência comum da sequência de pulsos de corrente que estão na saída do modelo de detector simplificado (KNOLL, 2000).

2.2.1 Modo *Mean Square Voltage* (MSV)

O modo MSV é limitado a algumas aplicações especializadas que fazem uso de suas características únicas. O modo de operação MSV é mais útil ao fazer medições em ambientes de radiação mista, quando a carga produzida por um tipo de radiação é muito diferente daquela do segundo tipo. Se a operação em modo de corrente simples for escolhida, a corrente medida refletirá linearmente nas cargas contribuídas por cada tipo. No modo MSV, no entanto, o sinal derivado é proporcional ao quadrado da carga por evento. Nesse modo operacional, portanto, pesará ainda mais a resposta do detector em favor do tipo de radiação que fornece a maior carga média por evento (KNOLL, 2000).

2.2.2 Modo Pulso

Na operação do modo de pulso, a instrumentação de medição é projetada para registrar cada quantum individual de radiação que interage no detector. Nas aplicações mais comuns, a

integral de tempo de cada pulso de corrente, ou a carga total Q , é registrada, pois a energia depositada no detector está diretamente relacionada a Q .

Em outras circunstâncias, uma abordagem mais simples pode atender às necessidades da medição: todos os pulsos acima de um limite de nível baixo são registrados no detector, independentemente do valor de Q . Essa abordagem é frequentemente chamada de contagem de pulsos. Pode ser útil em muitas aplicações nas quais apenas a intensidade da radiação é de interesse, em vez de detectar quaisquer alterações ou informações sobre a distribuição de energia incidente da radiação (KNOLL, 2000).

Em taxas de eventos muito altas, a operação no modo pulso torna-se impraticável ou mesmo impossível. O tempo entre eventos adjacentes pode tornar-se muito curto para realizar uma análise adequada, ou os pulsos de corrente de eventos sucessivos podem se sobrepor no tempo (KNOLL, 2000).

A operação em modo pulso apresenta algumas vantagens inerentes (KNOLL, 2000):

- A sensibilidade alcançável é muitas vezes maior do que quando se usa o modo de corrente ou MSV porque cada quantum individual de radiação pode ser detectado como um pulso distinto;
- Cada amplitude de pulso transporta algumas informações que geralmente são uma parte útil ou mesmo necessária de uma aplicação específica. Em ambas as operações de modo corrente e MSV, essas informações sobre amplitudes de pulso individuais são perdidas e todas as interações, independentemente da amplitude, contribuem para a corrente média medida.

Apesar dessas vantagens, os detectores que são aplicados à dosimetria de radiação também são normalmente operados no modo de corrente por razões que serão apresentadas a seguir (KNOLL, 2000).

2.2.3 Modo de corrente

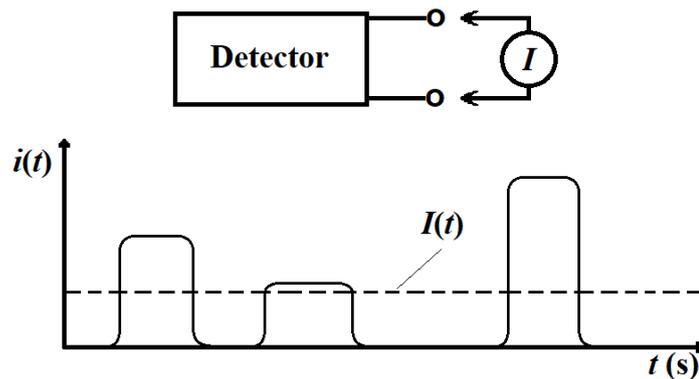
Na Figura 3, é apresentado o diagrama de um dispositivo de medição de corrente (um amperímetro ou, um pico amperímetro) conectado aos terminais de saída de um detector de radiação.

Assumindo-se que o dispositivo de medição tem um tempo de resposta fixo T , então o sinal registrado de uma sequência de eventos será uma corrente I , dependente do tempo t , dada por (KNOLL, 2000):

$$I(t) = \frac{1}{T} \int_{t-T}^t i(t') dt'. \quad (3)$$

Como o tempo de resposta T é normalmente longo em comparação com o tempo médio entre os pulsos de correntes individuais do detector, o efeito é calcular a média de muitas das flutuações nos intervalos entre as interações de radiação individuais e registrar uma corrente média que depende do produto da taxa de interação e a carga por interação. No modo de corrente, esta média de tempo dos pulsos de corrente individuais serve como o sinal básico que é registrado (KNOLL, 2000).

Figura 3 - Ligação de um amperímetro e leitura de corrente média.



Fonte: Adaptado de Knoll (2000).

Em qualquer instante de tempo, no entanto, há uma incerteza estatística neste sinal devido às flutuações aleatórias no tempo de chegada do evento. A escolha de T grande minimizará as flutuações estatísticas no sinal, mas também retardará a resposta a mudanças rápidas na taxa ou natureza das interações de radiação (KNOLL, 2000).

A corrente média é dada pelo produto da taxa média do evento e a carga produzida por evento:

$$I_0 = rQ = r \frac{E}{W} q. \quad (4)$$

Em que, r é a taxa dos eventos, $Q = \frac{E}{W} q$ é a carga produzida em cada evento, E é a energia média depositada por evento, W energia média para produzir um par iônico, q é a carga do elétron (KNOLL, 2000).

2.2.4 Câmeras de ionização

Vários dos tipos mais antigos e amplamente usados de detectores de radiação são baseados nos efeitos produzidos quando uma partícula carregada passa por um gás. Os modos primários de interação envolvem ionização e excitação de moléculas de gás ao longo da trilha da partícula. Detectores como câmaras de ionização, contadores proporcionais e tubos Geiger

derivam de um sinal de saída eletrônico que se origina com os pares de íons formados no gás que preenche o detector (KNOLL, 2000).

As câmaras de ionização, em princípio, são os mais simples de todos os detectores de gás. Sua operação normal é baseada na coleta de todas as cargas criadas pela ionização direta dentro do gás através da aplicação de um campo elétrico. Assim como outros detectores, as câmaras de ionização podem ser operadas em modo de corrente ou pulso. Nas aplicações mais comuns, as câmaras de ionização são usadas no modo de corrente como dispositivos DC (*Direct Current*). Em contraste, contadores proporcionais ou tubos Geiger são quase sempre usados no modo de pulso (KNOLL, 2000).

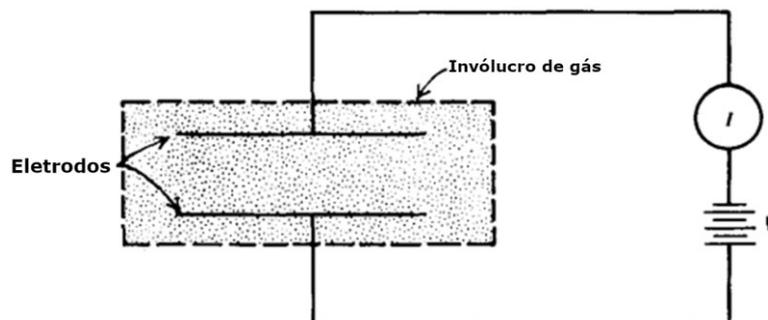
À medida que uma partícula carregada passa por um gás, os tipos de interação criam moléculas excitadas e moléculas ionizadas ao longo de seu caminho. Depois que uma molécula neutra é ionizada, o íon positivo resultante e o elétron livre são chamados de par iônico e servem como o constituinte básico do sinal elétrico desenvolvido pela câmara iônica. Os íons podem ser formados por interação direta com a partícula incidente ou por meio de um processo secundário no qual parte da energia da partícula é primeiro transferida para um elétron energético. Independentemente dos mecanismos detalhados envolvidos, a quantidade prática de interesse é o número total de pares de íons criados ao longo do caminho da radiação (KNOLL, 2000).

Na presença de um campo elétrico, o deslocamento das cargas positivas e negativas representadas pelos íons e elétrons constitui uma corrente elétrica. Se um determinado volume de gás está passando por irradiação em estado estacionário, a taxa de formação de pares de íons é constante. Para qualquer pequeno volume de teste do gás, essa taxa de formação será exatamente equilibrada pela taxa na qual os pares de íons são perdidos do volume, seja por recombinação ou por difusão ou migração do volume. Sob as condições em que a recombinação é insignificante e todas as cargas são coletadas com eficiência, a corrente de estado estacionário produzida é uma medida precisa da taxa na qual os pares de íons são formados dentro do volume. A medição dessa corrente de ionização é o princípio básico da câmara de ionização DC (KNOLL, 2000).

A Figura 4 ilustra os elementos básicos de uma câmara de ionização rudimentar. Um volume de gás está encerrado em uma região na qual um campo elétrico pode ser criado pela aplicação de uma tensão externa. No equilíbrio, a corrente que flui no circuito externo será igual à corrente de ionização coletada nos eletrodos, e um amperímetro sensível colocado no circuito externo pode, portanto, medir a corrente de ionização.

Negligenciando alguns efeitos sutis relacionados às diferenças nas características de difusão entre íons e elétrons, nenhuma corrente deve fluir na ausência de uma tensão aplicada, porque nenhum campo elétrico existirá dentro do gás. Os íons e elétrons criados acabam desaparecendo por recombinação ou por difusão do volume ativo.

Figura 4 - Elementos básicos de uma câmara de ionização.



Fonte: Adaptado de Knoll (2000).

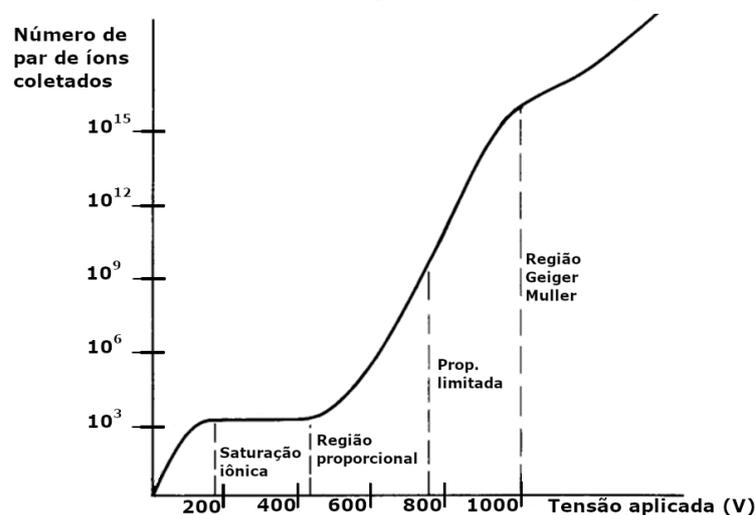
À medida que a tensão aumenta, o campo elétrico resultante começa a separar os pares de íons mais rapidamente e a recombinação colunar diminui. As cargas positivas e negativas também são varridas em direção aos respectivos eletrodos com o aumento da velocidade de deriva, reduzindo a concentração de equilíbrio de íons dentro do gás e, portanto, suprimindo ainda mais a recombinação de volume entre o ponto de origem e os eletrodos coletores. A corrente medida, portanto, aumenta com a tensão aplicada, pois esses efeitos reduzem a quantidade de carga original que é perdida.

Em uma tensão aplicada suficientemente alta, o campo elétrico é grande o suficiente para suprimir efetivamente a recombinação a um nível insignificante, e todas as cargas originais criadas pelo processo de ionização contribuem para a corrente de íons. Aumentar ainda mais a tensão não pode aumentar a corrente porque todas as cargas já estão coletadas e sua taxa de formação é constante. Esta é a região de saturação de íons na qual as câmaras de íons são convencionalmente operadas. Nestas condições, a corrente medida no circuito externo é uma indicação verdadeira da taxa de formação de todas as cargas devido à ionização dentro do volume ativo da câmara. A Figura 5 ilustra essas diferentes regiões de operação dos detectores a gás (KNOLL, 2000).

A geometria escolhida para uma câmara de íons pode variar bastante para se adequar à aplicação, desde que o campo elétrico em todo o volume ativo possa ser mantido alto o suficiente para levar à saturação da corrente de íons.

Câmeras de placas paralela geram um campo elétrico uniforme entre as placas. Também é comum uma geometria cilíndrica na qual a tensão elétrica é aplicada entre a parede externa do cilindro e eletrodo central.

Figura 5 - Regiões de operação de detectores a gás.



Fonte: Adaptado de Knoll (2000).

2.2.4.1 Teoria da cavidade

As câmaras de ionização preenchidas com gás também podem ser aplicadas na medição da dose absorvida (a energia absorvida por unidade de massa) em materiais arbitrários. A técnica é baseada na aplicação da cavidade de *Bragg-Gray*, que afirma que a dose absorvida D , em um determinado material pode ser deduzida da ionização produzida em uma pequena cavidade preenchida com gás dentro desse material (KNOLL, 2000).

A cavidade deve ser pequena em comparação com o alcance das partículas carregadas primárias ou secundárias associadas à radiação, de modo que sua presença não afete muito o fluxo de partículas. No caso dos raios gama, o meio sólido também deve ser grande em comparação com o alcance dos elétrons secundários para que o equilíbrio eletrônico seja estabelecido nas paredes internas da cavidade (KNOLL, 2000).

Embora com limitações, a teoria de *Bragg-Gray* é o conceito básico do processo de determinação da dose num ponto, na ausência do detector. A contribuição de *Spencer-Attix* (1955) foi de levar em conta o transporte de raios delta dentro e fora da cavidade, não contemplado pela teoria de *Bragg-Gray*.

Para cavidades maiores que o alcance dos elétrons secundários ou raios delta, as teorias de *Bragg-Gray* e *Spencer-Attix* apresentam limitações. Para cavidades classificadas como intermediárias ou grandes, a contribuição na dose devida aos elétrons gerados na cavidade é

maior que a dos elétrons gerados fora dela. *Burlin* (1966) tentou ampliar as teorias cavitárias existentes para cavidades de tamanho intermediário de forma que a interação dos fótons incidentes na cavidade também seja computada na dose (ALMEIDA, 2023).

Simulações por Monte-Carlo têm sido importantes para calcular a resposta de detectores, determinar fatores de perturbação devido a desvios da teoria de *Bragg-Gray*, e estudar a magnitude dos efeitos de campos pequenos (resultado da quebra dos paradigmas da teoria de *Bragg-Gray* devido à ausência do equilíbrio eletrônico de partículas) com perda de equilíbrio lateral (ALMEIDA, 2023).

2.2.4.2 Fatores de correção

Vários fatores podem prejudicar o alcance da corrente de saturação em uma câmara de íons. O mais importante deles é a recombinação, que é minimizada garantindo que um grande valor do campo elétrico exista em todos os lugares dentro do volume da câmara de íons. Em câmaras operadas com ar ambiente como gás de enchimento, aumentos no nível de umidade também aumentarão a taxa de recombinação de volume (KNOLL, 2000).

Se a produção de pares de íons for uniforme em todo o volume da câmara de íons, o deslocamento de cargas positivas em direção ao cátodo e de cargas negativas em direção ao ânodo criará algum desequilíbrio nas concentrações de estado estacionário dos dois portadores de carga. A concentração de íons positivos será maior perto do cátodo; o oposto é verdadeiro para as cargas negativas. Onde quer que exista um gradiente para uma espécie que está livre para migrar, alguma difusão deve ocorrer na direção da concentração decrescente. A direção da difusão é, portanto, oposta à do fluxo de portadores de carga causado pelo campo elétrico, e o efeito pode ser a redução da corrente de íons medida (ANDREO, 2017).

Mesmo considerando que a câmara atende à teoria de *Bragg-Gray* modificada por *Attix*, para garantir um alto grau de exatidão na medição, é preciso que vários fatores de correção sejam aplicados. Esses fatores corrigem as diferenças de absorção da radiação entre os materiais usados na confecção da câmara e suas equivalências ao ar ou à água; a eficiência de coleta dos íons; os efeitos da temperatura, pressão e umidade na massa de ar do volume sensível; os efeitos secundários referentes à irradiação dos cabos; dentre outros. Podemos citar os fatores de correção para: efeito de polaridade, recombinação iônica, dependência energética, fator de perturbação, ponto efetivo de medição, efeito haste, efeito do eletrodo central e grandezas ambientais de influência (pressão, temperatura e umidade) (ANDREO, 2017).

2.3 PROTOCOLOS DE DOSIMETRIA

Ao se realizar uma medida de dose, que impacte por exemplo, a entrega da dose prescrita ao tratamento de um paciente, deve-se garantir que os resultados das medições representem a verdade, com suas incertezas típicas, utilizando os coeficientes de calibração adequados para os sistemas de medição e considerando todos os fatores de correção necessários para ajustar o valor medido ao valor verdadeiro (ALMEIDA, 2023).

Os resultados de medidas de dose podem ser comparados aos de outras instituições, medidos nas condições de referência estabelecidas por protocolos, como, por exemplo o TRS-398 (IAEA, 2000). Existem diversos protocolos de dosimetria, para dosimetria de fótons e elétrons de alta energia, por exemplo, IAEA TRS 398 (*International Atomic Energy Agency, Technical Report Series*), AAPM TG-51 (*American Association of Physicists in Medicine, Task Group*) e protocolo DIN 6800-2 (*Deutsches Institut für Normung*) (ALMEIDA, 2023).

Os detectores devem estar calibrados seguindo um protocolo universal acordado entre os países, que foi decidido na Convenção do Metro, para a realização das grandezas físicas mensuráveis. Deve-se destacar a importância de uma rede denominada Rede Metrológica Internacional, que busca fundamentalmente a uniformização dos processos e da metodologia entre os vários laboratórios do mundo (ALMEIDA, 2023).

2.3.1 Nível Laboratório Primário (PSDL, *Primary Standard Dosimetry Laboratory*)

Local onde se utilizam instrumentos do mais alto nível de qualidade metrológica e as grandezas são medidas de forma fundamental, de acordo com sua definição. Para alcançar este nível são exigidos equipamentos, controle e arranjo experimental bem sofisticados e cujas incertezas praticadas seriam impossíveis de serem encontradas nos ambientes dos usuários finais. Nestes laboratórios, encontram-se, por exemplo, as câmaras de ar livre (padrão de *Kerma* no ar para feixes de raios X de baixa e média energia), os calorímetros de água ou grafite (padrão de dose absorvida na água ou no grafite), o dosímetro *Fricke* e as câmaras de ionização com volume conhecido. Ainda nestes laboratórios, e por decisão acordada na Convenção do Metro, em que o Brasil foi signatário, o BIPM (*Bureau International Des Poids Et Mesures*) sediado em Paris ficou encarregado de manter padrões e de realizar comparações entre os vários laboratórios de vários países, de forma a garantir a coerência metrológica da rede, tendo como referência os padrões localizados no BIPM (ALMEIDA, 2023).

2.3.2 Nível Laboratório Secundário (SSDL, *Secondary Standard Dosimetry Laboratory*)

Local onde utilizam instrumentos de alta qualidade metrológica, mas que precisam ser calibrados num dos laboratórios primários, de forma que, ao calibrar o instrumento do usuário, possa garantir sua rastreabilidade à rede metrológica nacional e internacional. No caso do Brasil, o Laboratório Nacional de Metrologia de Radiações Ionizantes (LNMRI) envia seus instrumentos diretamente ao BIPM, embora também pudesse enviá-los a qualquer outro laboratório da rede a nível primário. O Laboratório Secundário (SSDL) deve ser designado pela autoridade metrológica do país como Laboratório Nacional. Nesse caso, o (LNMRI-IRD-CNEN) ao ser designado pelo INMETRO fica como responsável pela manutenção do padrão nacional e por exemplo sua rastreabilidade ao BIPM, bem como pela disseminação no país das grandezas garantindo a coerência metrológica entre os usuários, tendo como referência os seus padrões, conforme o TRS-398 IAEA (ALMEIDA, 2023).

2.3.3 Nível do usuário Local

Onde se realizam os procedimentos de calibração das máquinas de diagnóstico e de tratamento, em condições semelhantes às que os instrumentos foram calibrados. Ao usar o formalismo, por exemplo, do TRS-398 ou similar, é fundamental que os sistemas de medição sejam calibrados num laboratório rastreado à rede metrológica. Os sistemas de medição devem ser calibrados num SSDL quando adquiridos, a menos que venham calibrados pelo fabricante, desde que este possua laboratório credenciado. Devem também ser calibrados num SSDL quando sofrerem algum reparo e a cada 2 anos, independentemente de qualquer problema (ALMEIDA, 2023).

Deve-se considerar que os valores numéricos das incertezas aumentam à medida que se desce na cadeia metrológica, pois os níveis de exigência de qualidade dos equipamentos e os arranjos experimentais são bem diferentes.

2.4 MEDIÇÃO DE CORRENTES BAIXAS

Dois circuitos básicos são usados para medições de corrente: o amperímetro *shunt* e o amperímetro de *feedback*. Na ordem de pico amperes, os amperímetros de *feedback* são preferíveis aos amperímetros *shunt*. Na seleção do amplificador operacional, o tipo CMOS (*Complementary Metal Oxide Semiconductor*) é melhor que o BJT (*Bipolar Junction Transistor*) e FET (*Field Effect Transistor*) (MORTUZA, 2017). Várias fontes de erro podem

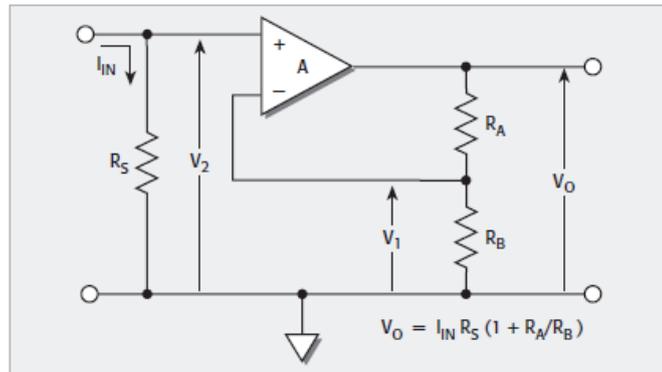
afetar a precisão e exatidão da medição de baixa corrente (HENRY, 1998). Uma lista detalhada dos principais problemas e possíveis soluções são apresentadas a seguir.

2.4.1 Amperímetro de *shunt*

A derivação da entrada de um voltímetro com um resistor forma um amperímetro de derivação, conforme mostrado na Figura 6. A corrente de entrada (I_{IN}) flui através do resistor shunt (R_S). A tensão de saída é definida como:

$$V_0 = I_{IN} R_S (1 + R_A/R_B). \quad (5)$$

Figura 6 - Amperímetro de *shunt*.



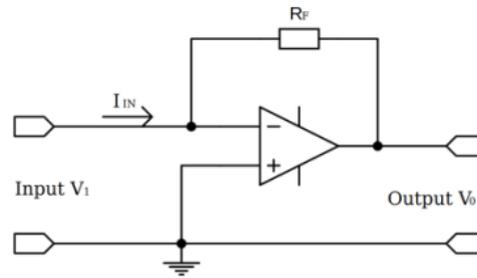
Fonte: Adaptado de Keithley (2006).

Por várias razões, geralmente é vantajoso usar o menor valor possível para R_S . Os resistores de baixo valor têm melhor precisão, estabilidade de tempo e temperatura e coeficiente de tensão do que os resistores de alto valor. Outro ponto é que os valores mais baixos do resistor reduzem a constante de tempo de entrada e resultam em um tempo de resposta mais rápido do instrumento (KEITHLEY, 2006).

Para minimizar a queda de tensão do circuito, a resistência de entrada (R_S) de um amperímetro deve ser pequena, reduzindo assim a queda de tensão (V_2). No entanto, a redução da resistência do *shunt* degrada a relação sinal-ruído (KEITHLEY, 2006).

2.4.2 Amperímetro de *feedback*

Na configuração do amperímetro de *feedback* (amplificador de transimpedância), Figura 7, a corrente de entrada (I_{IN}) flui através do resistor de feedback (R_F). A baixa corrente de polarização de entrada do amplificador operacional altera a corrente (I_{IN}) por um valor negligenciável. A tensão de saída (V_0) é calculada como $V_0 = -I_{IN} R_F$ (KEITHLEY, 2006).

Figura 7 - Amperímetro de *feedback*

Fonte: Autoria própria (2023).

Assim, a tensão de saída é proporcional à corrente de entrada e o resistor de realimentação (R_F) determina a sensibilidade geral. Um amplificador operacional de alto ganho fornece o tempo de subida rápido e força a queda de tensão (V_1) a ser quase zero (devido ao terra virtual do amplificador operacional) (KEITHLEY, 2006).

Variações no circuito do amperímetro de realimentação podem gerar outros modelos como amperímetros de alta velocidade, amperímetros logarítmicos ou até mesmo medição de carga elétrica.

2.4.3 Medida de carga elétrica

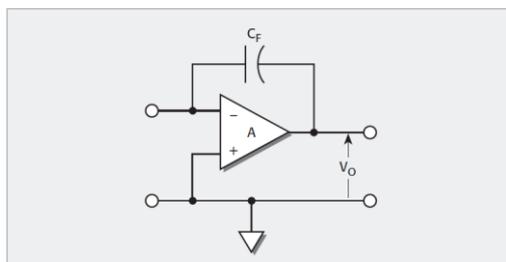
Em particular, a medição de carga elétrica é muitas vezes necessária para medir a dose absorvida em feixes de radiação. Os eletrômetros medem a carga elétrica que foi armazenada em um capacitor ou que pode ser produzida por algum processo de geração de carga.

Para um capacitor carregado, $Q = CV$, onde Q é a carga em coulombs no capacitor, C é a capacitância em Farads e V é a tensão através do capacitor em volts. Usando essa relação, o esquema básico de medição de carga é transferir a carga a ser medida para um capacitor de valor conhecido e, em seguida, medir a tensão através do capacitor conhecido (KEITHLEY, 2006).

O eletrômetro é ideal para medições de carga porque a baixa corrente de polarização de entrada não altera a carga transferida durante curtos intervalos de tempo e a alta resistência de entrada não permite que a carga se esgote.

Os eletrômetros usam um circuito de *feedback* para medir a carga, conforme mostrado na Figura 8. A capacitância total de entrada desta configuração é AC_F , onde A significa o ganho do amplificador operacional em malha aberta. Assim, grandes valores eficazes de capacitância de entrada são obtidos usando capacitores de tamanho razoável para C_F . Um eletrômetro é um medidor de carga ideal porque tem corrente de polarização de entrada muito baixa e alta resistência de entrada (KEITHLEY, 2006).

Figura 8 - Circuito para medir a carga elétrica.



Fonte: Adaptado de Keithley (2006).

Outra forma de medir carga é utilizando amperímetros, pois a carga é a integral da corrente no tempo, conforme a Equação 2.

2.4.4 Correntes de fuga e circuito de proteção

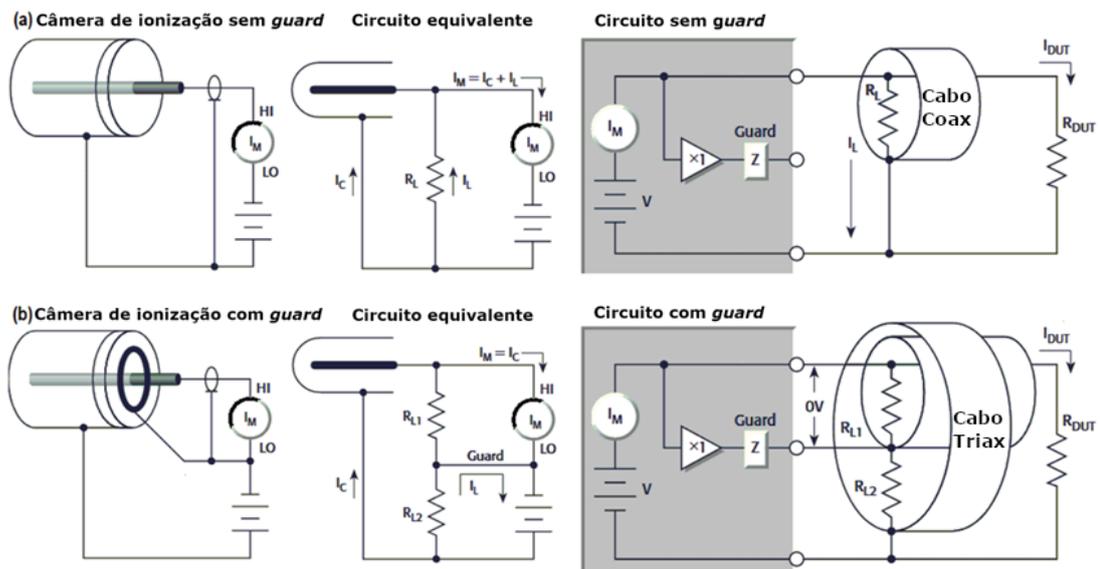
A corrente de fuga é uma corrente indesejada que flui através da resistência de isolamento quando uma tensão é aplicada. Para reduzir as correntes de fuga é necessário o uso de isoladores de boa qualidade, reduzir a umidade no ambiente de teste e um circuito de *guard*. Teflon, polietileno e safira são isolantes de boa qualidade para essa finalidade. Materiais fenólicos e similares ao nylon devem ser evitados. Diferentes tipos de isoladores absorvem quantidades variáveis de umidade do ar. Em alguns casos, um isolador pode conter contaminantes iônicos, gerando uma corrente espúria, principalmente em alta umidade (MORTUZA, 2017). O sistema de *guard* (um ponto de baixa impedância próximo ao ponto de alta impedância protegido) reduz efetivamente as correntes de fuga (VOLYNETS, 2011).

A Figura 9 ilustra o circuito de *guard* utilizado na medição da corrente gerada por uma câmara de ionização e o respectivo cabo. A Figura 9(a) mostra o esquema de uma câmara de ionização, o circuito equivalente e o circuito do cabo sem *guard*. O circuito equivalente mostra que a tensão de polarização total aparece na resistência de fuga do isolador (R_L), então uma corrente de fuga (I_L) será adicionada à corrente iônica medida ($I_M = I_C + I_L$). O isolador da câmara de ionização e o cabo coaxial são resistentes à corrente de fuga. Olhando para o cabo, a resistência de fuga do cabo coaxial está em paralelo com o detector/câmara de ionização, criando uma corrente de fuga indesejada (I_L) (KEITHLEY, 2006).

Na Figura 9(b), o *guard* adiciona um anel metálico de proteção à câmara de ionização. Este circuito de proteção divide a resistência de fuga em duas partes. A tensão em R_{L1} é a queda de tensão no amperímetro, que pelo projeto do amperímetro deve ser muito baixa ou insignificante para que a corrente resultante seja bem pequena. A tensão de polarização total aparece em R_{L2} . Uma corrente de fuga fluirá em torno deste loop, mas não afetará a medição porque não flui através do amperímetro. A blindagem interna do cabo é conectada ao terminal

de *guard* do instrumento. Assim, esta blindagem é acionada por um amplificador de baixa impedância e ganho unitário (*guard*). A diferença de potencial entre o terminal de sinal e o terminal *guard* é praticamente 0 V, então a corrente de fuga (I_L) é eliminada (KEITHLEY, 2006).

Figura 9 - Circuito de uma câmara de ionização com cabo, (a) sem circuito de *guard* e (b) com circuito de *guard*.



Fonte: Adaptado de Keithley (2006).

2.4.5 Deslocamento de zero

O deslocamento zero é uma mudança gradual do zero indicado sem sinal de entrada. A menos que seja corrigido, o deslocamento resultante produz um erro quando adicionado ao sinal de entrada.

A maioria dos eletrômetros inclui uma maneira de corrigir o deslocamento de zero. Um interruptor de “*zero check*” configura a maioria dos eletrômetros e amperímetros para exibir quaisquer desvios de tensão interna. Este recurso permite checar e zerar rapidamente o amplificador e pode ser executado periodicamente dependendo das condições ambientais (KEITHLEY, 2006).

2.4.6 Efeitos triboelétricos

O ruído triboelétrico ocorre quando dois materiais diferentes se esfregam, criando uma carga elétrica entre eles. Este tipo de ruído é gerado pela dobra ou vibração do cabo ou fio condutor (HENNIKER, 1962). Esses movimentos resultam em atrito entre os condutores e isoladores do cabo e podem criar uma carga superficial. Elétrons livres deixam o condutor e criam um desequilíbrio de carga que faz com que a corrente flua. Um exemplo típico seria

correntes elétricas geradas por isoladores e condutores esfregando-se em um cabo coaxial (WALLIN, 2021; KEITHLEY, 2006).

Um cabo de baixo ruído reduz drasticamente esse efeito. No entanto, mesmo este tipo de cabo cria algum ruído quando sujeito à vibração, expansão ou contração. Assim, todas as conexões devem ser mantidas curtas, longe de mudanças de temperatura (que criariam forças de expansão térmica) e preferencialmente apoiadas por fita adesiva ou amarrando o cabo em uma superfície não vibratória, como parede, bancada ou outra estrutura rígida (WALLIN, 2021; KEITHLEY, 2006).

2.4.7 Efeitos de carga piezoelétrica e armazenada

As correntes piezoelétricas são geradas quando a tensão mecânica é aplicada a certos materiais cristalinos usados para terminais isolados e interconectados. Em alguns plásticos, bolsões de carga armazenada fazem com que o material se comporte de maneira semelhante aos materiais piezoelétricos (XU, 2018).

Minimizar a corrente devido a esse efeito é crucial para remover as tensões mecânicas do isolador. Recomenda-se a utilização de materiais isolantes com mínimos efeitos piezoelétricos e de cargas armazenadas e tornar as estruturas de ligação o mais rígidas possível (KEITHLEY, 2006).

2.4.8 Contaminação e umidade

As correntes de fuga também surgem devido a efeitos eletroquímicos quando produtos químicos iônicos estão entre dois condutores em uma placa de circuito. A resistência do isolamento pode ser drasticamente reduzida por alta umidade ou contaminação iônica. Condições de alta umidade ocorrem com condensação ou absorção de água; A contaminação iônica pode resultar de óleos corporais, sais ou fluxo de solda (MORTUZA, 2017).

Embora o principal resultado desses contaminantes seja a redução da resistência de isolamento, a combinação de alta umidade e contaminação iônica pode formar um caminho condutivo ou até mesmo atuar como uma célula eletroquímica com resistência aumentada em série. Uma célula formada desta forma pode fornecer pico amperes ou nano amperes de corrente por longos períodos (MORTUZA, 2017).

Para evitar contaminação e umidade, é fundamental selecionar isoladores que resistam à absorção de água e mantenham a umidade em níveis moderados. Além disso, todos os isoladores devem ser mantidos limpos e livres de contaminação (KEITHLEY, 2006).

2.4.9 Absorção dielétrica

A absorção dielétrica em um isolador acontece quando a tensão através dele gera cargas positivas e negativas em sua estrutura. Quando a tensão é alterada ou removida, as cargas separadas geram uma corrente decrescente através dos circuitos conectados ao isolador à medida que se recombina (XU, 2018).

Nos casos em que é necessário aplicar tensão elétrica nos isoladores, pode levar minutos ou até horas para que a corrente causada pela absorção dielétrica desapareça (KEITHLEY, 2006).

2.4.10 Características dos materiais comumente utilizados

A Tabela 1 apresenta um resumo de algumas características de vários materiais isolantes. Considerando o “+” como material muito bom na propriedade, “-” material ruim na propriedade e “0” material razoável na propriedade.

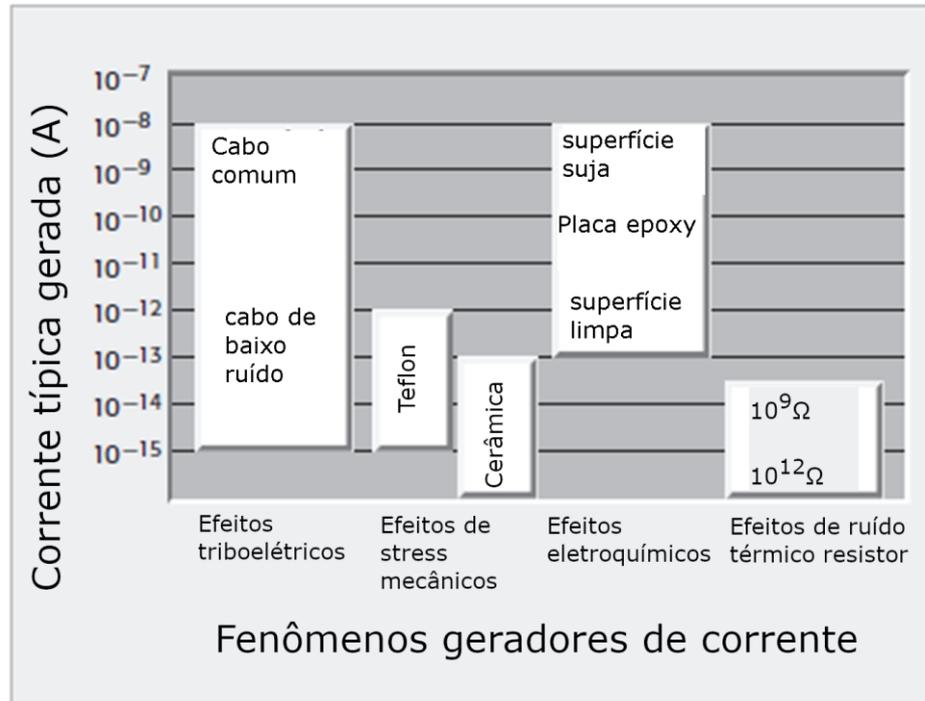
A Figura 10 resume as magnitudes aproximadas dos vários efeitos geradores de corrente.

Tabela 1 - Características de alguns materiais isolantes.

Material	Resistividade (Ohm-cm)	Resistência absorção de água	Efeito piezoelétrico	Efeito triboelétrico	Absorção dielétrica
Teflon® PTFE	$>10^{18}$	+	-	-	+
Safira	$>10^{18}$	+	+	0	+
Polietileno	10^{16}	0	+	0	+
Poliestireno	$>10^{16}$	0	0	-	+
Kel-F®	$>10^{18}$	+	0	-	0
Cerâmica	$10^{14} - 10^{15}$	-	0	+	+
Nylon	$10^{13} - 10^{14}$	-	0	-	-
Epóxi	10^{13}	-	0	-	-
PVC	5×10^{13}	+	0	0	-

Fonte: Adaptado de Keithley (2006).

Figura 10 - Fenômenos geradores de correntes não desejadas.



Fonte: Adaptado de Keithley (2006).

2.4.11 Interferência eletrostática e blindagem

Acoplamento eletrostático ou interferência ocorre quando um objeto eletricamente carregado se aproxima do circuito de entrada em teste. Em níveis de baixa impedância, os efeitos de interferência não são perceptíveis porque a carga se dissipa rapidamente. No entanto, materiais de alta resistência não permitem que a carga se decomponha rapidamente, resultando em medições instáveis (KEITHLEY, 2006).

No caso de interferência eletrostática, os campos de Corrente Contínua (DC) podem produzir leituras ruidosas ou erros não detectados. Esses campos podem ser detectados quando o movimento próximo a um experimento (como o movimento da pessoa que opera o instrumento ou de outras pessoas próximas) causa flutuações no visor do eletrômetro (ACHARYA, 2000).

Uma blindagem fechando o circuito medido pode ser construída para reduzir os efeitos dos campos. O tipo mais acessível de blindagem para fazer isso é uma simples caixa de metal ou malha de arame ao redor do circuito de teste (ERICSON, 1992).

No entanto, blindar o dispositivo em teste ou conectar o cabeamento às vezes não é prático. Um circuito de amortecimento de corrente alternada (AC) (um tipo de filtro passa-baixa que reduz a resposta AC do eletrômetro) pode reduzir a interferência o suficiente para fazer medições para essas aplicações (MORTUZA, 2017).

2.4.12 Fatores ambientais

As variações de temperatura podem afetar as medições de baixo nível de várias maneiras, incluindo a expansão ou contração térmica dos isoladores e a produção de correntes de ruído. Além disso, um aumento de temperatura pode causar um aumento na corrente de polarização de entrada do medidor. Para minimizar erros devido a variações de temperatura, é adequado utilizar o sistema em um ambiente termicamente estável, permitir que o sistema completo alcance estabilidade térmica antes de fazer medições, usar o recurso de zero ou supressão do instrumento para compensações nulas após o sistema ter alcançado estabilidade térmica, repetir o processo de zeragem sempre que a temperatura ambiente mudar, zerar o instrumento na mesma faixa que será usada para a medição (KEITHLEY, 2006).

O excesso de umidade pode reduzir a resistência de isolamento em placas de circuito impresso e em isoladores de conexão de teste. Uma redução na resistência do isolamento pode, é claro, ter um efeito sério nas medições de alta impedância. Além disso, a umidade pode se combinar com quaisquer contaminantes presentes para criar efeitos eletroquímicos que podem produzir correntes de deslocamento. Para minimizar os efeitos da umidade, deve-se certificar que todos os componentes e conectores do sistema de teste estejam limpos e livres de contaminação. Se necessário limpar, usar apenas solventes puros para dissolver óleos e outros contaminantes e, em seguida, enxaguar a área limpa com metanol fresco ou água deionizada, deixar as áreas limpas secarem por várias horas antes de usar (KEITHLEY, 2006).

As medições feitas em níveis muito baixos (abaixo de 100 fA) podem ser afetadas pela interferência de ionização de fontes radioativas. Íons que atingem um ponto de detecção de corrente podem gerar uma leitura de aproximadamente 10 fC por íon. Algumas maneiras de minimizar o ruído no sistema de teste devido à interferência de ionização são: minimizar o volume de ar dentro da blindagem ao redor dos nós de entrada sensíveis e minimizar a exposição desnecessária à radiação em elementos sensíveis como cabos e, o próprio eletrômetro (KEITHLEY, 2006).

A interferência de fontes de radiofrequência pode afetar qualquer medição de eletrômetro sensível. Este tipo de interferência pode ser indicado por uma mudança repentina na leitura sem razão aparente. Um dispositivo ou junção não linear no circuito de entrada pode retificar a energia de RF e causar erros significativos. As fontes desse tipo de RFI são transmissores, contadores, válvulas solenoides e até mesmo telefones celulares e rádios portáteis bidirecionais próximos (KEITHLEY, 2006).

2.4.13 Johnson noise

O limite real para medição é o *Johnson noise* na resistência da fonte. Em qualquer resistência, a energia térmica produz o movimento de partículas carregadas. Esse movimento de carga resulta em ruído geralmente chamado de *Johnson Noise* ou ruído térmico (NYQUIST, 1928). Condutores metálicos se aproximam desse limite teórico de ruído, enquanto outros materiais produzem um ruído ligeiramente maior (MIT, 2011).

Todas as fontes reais de tensão e corrente contêm uma resistência interna; portanto, eles têm *Johnson Noise*, componentes eletrônicos de forma geral também sofrem essa influência (SARPESHKAR, 1993)

2.4.14 Requisitos de cabos e conectores

Um cabo coaxial consiste em um único condutor envolto por uma blindagem, e um cabo triaxial adiciona uma segunda blindagem, como apresentado na Figura 11. Com um cabo triaxial, a blindagem interna é usada como *guard* para reduzir fugas, e a blindagem externa é geralmente conectada ao terminal de terra do chassi. Além disso, os cabos de baixo ruído possuem revestimentos internos de grafite para minimizar a corrente gerada pelo efeito triboelétrico (RAJPUT, 2009).

Figura 11 - Componentes de um cabo triaxial.

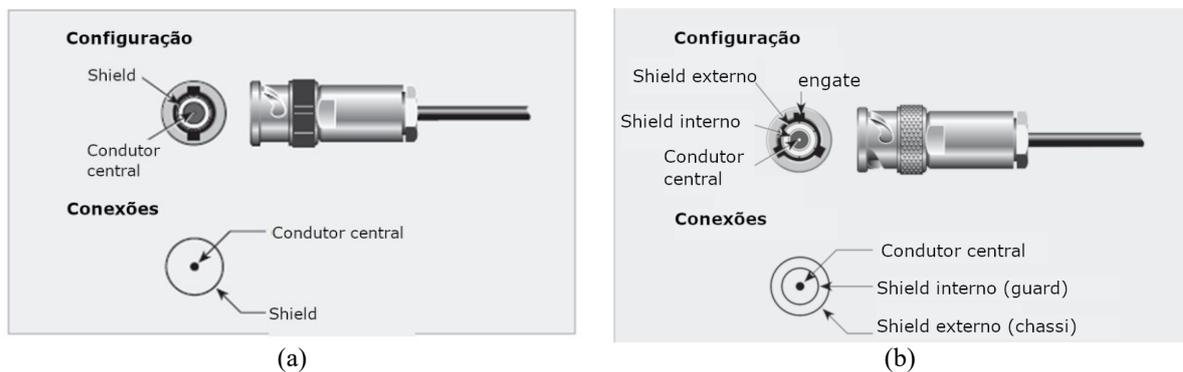


Fonte: Autoria própria (2023).

Dois tipos gerais de conectores podem ser utilizados em eletrômetros e pico amperímetros. O conector BNC, mostrado na Figura 12 (a), é um tipo de conector coaxial. Inclui um condutor central e conexão de blindagem; o conector triaxial mostrado na Figura 12 (b) inclui um condutor central, uma blindagem interna e uma blindagem externa.

A utilização de um cabo triaxial implica a necessidade de utilização de um conector triaxial. Para manter uma alta resistência de isolamento, é obrigatório o uso de material isolante adequado, como Teflon, entre os vários condutores (KEITHLEY, 2006).

Figura 12 - (a) Conector BNC; (b) Conector triaxial.



Fonte: Adaptado de Keithley (2006).

2.5 Normas técnicas IEC 60731 e IEC 62467-1

As Normas Técnicas Internacionais são normas estabelecidas por Organismos Internacionais de Normalização, destinadas para aplicação em escala mundial. Existem Organismos Internacionais de Normalização, em campos específicos do conhecimento: IEC, ISO e ITU. IEC - *International Electrotechnical Commission* (para as áreas relacionadas com a eletricidade, eletrônica e eletrotécnica). ISO - *International Organization for Standardization* (para a os setores não ligados à eletricidade). ITU-T - *International Telecommunication Union (Telecommunication Standardization Sector)* (BULGARELLI, 2017).

O Acordo de Barreiras Técnicas ao Comércio da OMC - Organização Mundial do Comércio (TBT - Technical Barriers to Trade) estabelece uma série de princípios com o objetivo de eliminar entraves desnecessários ao comércio, em particular as barreiras técnicas, que são aquelas relacionadas com normas técnicas, regulamentos técnicos e procedimentos de avaliação da conformidade que podem dificultar o acesso de produtos aos mercados. O Acordo considera que as normas técnicas internacionais não constituem barreiras técnicas e recomenda que as normas internacionais sejam usadas como referência para os regulamentos técnicos e também adotadas como normas nacionais (BULGARELLI, 2017).

Por esta razão assiste-se a uma forte tendência de cada vez mais os organismos nacionais de normalização, tal como a ABNT, adotarem as normas internacionais integralmente como normas nacionais. Assim, é hoje muito importante para os agentes econômicos que querem ser competitivos seguirem de perto os trabalhos de normalização internacional, e procurarem que os seus produtos, serviços e sistemas de gestão atendam aos requisitos daquelas normas internacionais. Atualmente pode ser verificada por parte da sociedade de diversos países, inclusive no Brasil, de uma intensa adoção das normas técnicas IEC e ISO como normas

“nacionais”, como consequência da percepção de que as normas internacionais são um dos instrumentos ideais de se alcançar competitividade internacional (BULGARELLI, 2017).

A IEC 62467-1 (2009) é um padrão internacional que especifica os requisitos de desempenho de instrumentos dosimétricos usados em braquiterapia - Parte 1: Instrumentos baseados em câmaras de ionização tipo poço.

A IEC 60731 é um padrão internacional mais abrangente, que especifica os requisitos de desempenho de dosímetros de radioterapia, destinados à medição de dose absorvida na água ou *kerma* do ar (e suas taxas e distribuições espaciais) em campos de radiação de fótons, elétrons, prótons ou íons pesados, conforme usados em radioterapia (IEC 60731, 2011).

Esta norma é aplicável aos seguintes tipos de dosímetro (IEC 60731, 2011):

- a) Dosímetros de classe de campo, normalmente utilizados para a medição de *kerma* ou dose em um feixe de radiação, seja no ar ou em um *phantom*; medições *in vivo*, na superfície da pele ou medições intracavitárias em pacientes;
- b) Dosímetros de classe de referência, normalmente utilizados para calibração de dosímetros de classe de campo; os dosímetros de classe de referência podem ser usados como dosímetros de classe de campo;
- c) Dosímetros de classe de varredura, normalmente usados para medidas de distribuição de dose relativa com um sistema de varredura em duas ou três dimensões, como um *phantom* de água, com motores para o posicionamento dos detectores de forma remota e automática.

O objeto da norma é estabelecer requisitos para um nível de desempenho satisfatório para dosímetros de radioterapia e uniformizar os métodos de determinação do cumprimento destes níveis de desempenho. Três níveis de desempenho são especificados:

- Um menor nível de desempenho aplicado aos dosímetros de classe de campo;
- Um maior nível de desempenho aplicado aos dosímetros de classe de referência;
- Um nível específico de desempenho aplicável a dosímetros de classe de varredura.

Primeiramente, os testes de imunidade para compatibilidade eletromagnética, a segurança básica e o desempenho essencial devem ser garantidos. O desempenho essencial deve ser garantido para itens como descarga eletrostática, irradiação de campos eletromagnéticos, indução de distúrbios por surtos ou radiofrequências, entre outros; os testes são caracterizados com detalhes na IEC 60601-1-2 (IEC 60731, 2011).

Na IEC 60731:2011, os requisitos de desempenhos são separados para o conjunto de câmara de ionização, conjunto de medição (o eletrômetro em si) e dispositivo de verificação de

estabilidade. O dispositivo de verificação de estabilidade é um dispositivo que permite verificar a estabilidade da resposta do conjunto de medição e/ou conjunto da câmara. O dispositivo de verificação de estabilidade pode ser um dispositivo puramente elétrico, ou uma fonte de radiação, ou pode incluir ambos (IEC 60731, 2011).

Alguns requisitos do documento, especificamente para o conjunto de medição (*measuring assembly*), para classe de campo e classe de referência, que ainda é separado em medida de carga (*dosimeter*), corrente (*dose rate meters*), alimentado à bateria, alimentação AC (*Alternating Current*) são apresentados de forma resumida na Tabela 2 (para dosímetros de classe de campo) em condições de teste padrão.

Um dosímetro de radioterapia deve ser classificado como de classe de campo se os requisitos de desempenho listados na Tabela 2 forem atendidos. Um dosímetro de radioterapia pode ser classificado como classe de referência se, além dos requisitos de desempenho listados na Tabela 2, requisitos mais rigorosos de menos da metade dos limites listados se aplicarem às características de desempenho: estabilidade a longo prazo, resolução, repetibilidade, desvio de zero e deslocamento de zero (IEC 60731, 2011). Desvio de zero é a diferença de leitura entre a posição de “zerar” e “leitura” do equipamento, enquanto que deslocamento de zero é a leitura contínua indicada sem sinal de entrada.

Tabela 2 - Requisitos de desempenho para eletrômetro em condições de teste padrão.

Características de performance	Limite
Resolução	$\pm 0,5 \%$
Repetibilidade	$\pm 0,5 \%$
Estabilidade de longo prazo	$\pm 1,0 \%$
Desvio de zero (carga)	$\pm 1,0 \%$
Desvio de zero (corrente)	$\pm 1,0 \%$
Deslocamento de zero (carga)	$\pm 1,0 \%$
Deslocamento de zero (corrente)	$\pm 1,0 \%$
Não linearidade (carga)	$\pm 0,5 \%$
Não linearidade (corrente)	$\pm 1,0 \%$
Tempo de resposta	$< 3 \text{ s}$

Fonte: IEC 60731:2011.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

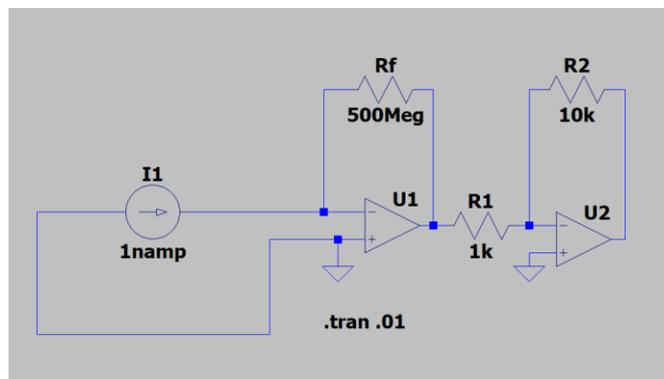
Neste capítulo são apresentados os métodos, equipamentos, softwares e componentes aplicados na confecção do eletrômetro.

Cronologicamente foi realizado: simulações computacionais no software LTSpice, montagem de um protótipo em placa universal (nessa montagem várias etapas com componentes adicionais foram feitas), por último foi feita uma montagem definitiva com uso de microcontrolador para apresentar os dados em display. Cada etapa será detalhada a seguir.

3.1 Simulações

Escolhido o método de medida de corrente pela configuração de amperímetro de *feedback*, o primeiro passo foi a simulação do circuito no *software LT Spice*, versão 17.1. Somente a parte principal do circuito foi simulada, como apresenta a Figura 13. Nesse momento foi adotado o amplificador operacional “universal,” apenas para entendimento do conceito proposto.

Figura 13 - simulação do circuito no *software LT Spice*.



Fonte: Autoria própria (2023).

Nessa simulação, valores do resistor de feedback e ampliações subsequentes foram analisados. Na Figura 13, o primeiro estágio, como amplificador de transimpedância, está em uma configuração onde o ganho é dado por:

$$V_{out} = -I_{in} \times 500 \times 10^6. \quad (6)$$

O estágio seguinte em uma montagem de amplificador inversor com ganho de $-10 V/V$, leva a uma saída final de:

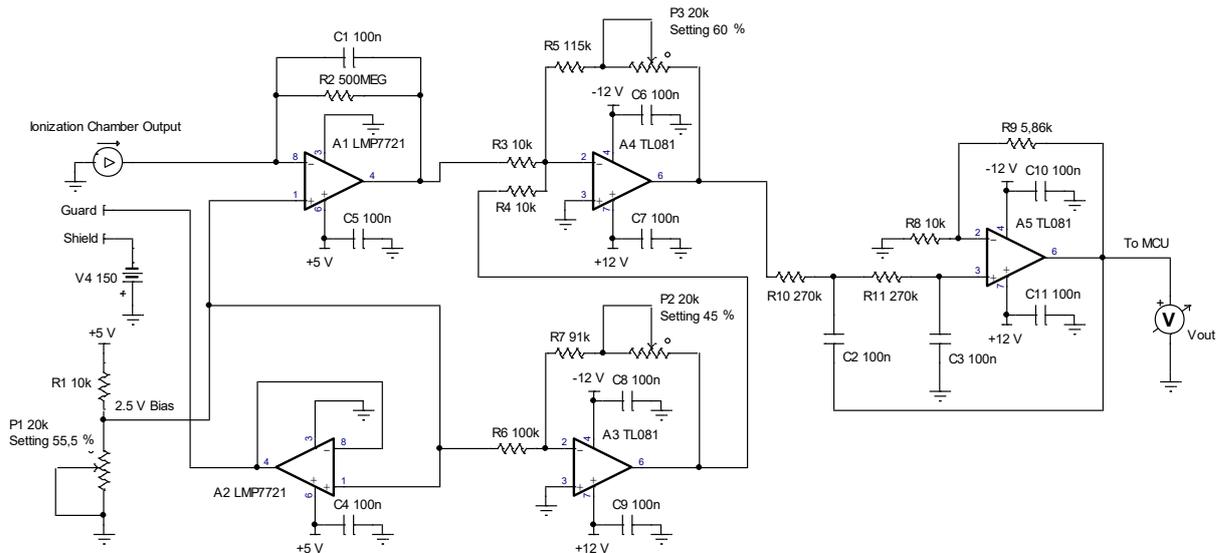
$$V_{out} = I_{in} \times 5 \times 10^9. \quad (7)$$

3.2 Montagem experimental

Montagem realizada utilizando placa universal, com medidas reais, provenientes de câmara de ionização e fontes radioativas de teste.

Considerando as recomendações mencionadas na fundamentação teórica desse documento, o circuito mostrado na Figura 14 foi montado.

Figura 14 - Diagrama esquemático do circuito.



Fonte: Autoria própria (2023).

Vários testes intermediários foram realizados de forma a se chegar nesse circuito da Figura 14, iniciando somente pela etapa de transimpedância *A1*. Com a necessidade de corrigir o desvio de zero, foi adicionado o elemento *A3*, que possibilita o amplificador inversor *A4* somar uma pequena tensão (ajustada pelo *trimpot P2*) de forma a ter uma saída de zero volts. Com a identificação dos ruídos foi adicionado o circuito de *guard* (*A2*) e um estágio final de filtro passa-baixa de segunda ordem, com frequência de corte de aproximadamente 6 Hz (*A5*). Uma análise detalhada será apresentada a seguir.

O amplificador operacional selecionado para o primeiro estágio e para o circuito de *guard* foi LMP7721 (*Texas Instruments*), que possui alta impedância de entrada e é adequado para converter pequenas correntes em tensão. Sua alimentação é de 5 V, não simétrica (*Texas Instrument*, 2014).

No primeiro estágio, o amplificador de transimpedância *A1*, LMP7721, possui uma tensão DC na entrada (+2,5 V, devido à tensão de alimentação de +5 V do circuito) para permitir que o sistema opere com correntes positivas e negativas. Na saída de *A1* temos uma tensão dada por:

$$V_{out} = -I_{in} \times 500 \times 10^6, \quad (8)$$

em que, I_{in} é a corrente a ser medida.

Vários valores foram avaliados para o resistor de realimentação do amplificador de transimpedância ($R2$). Foi verificado empiricamente que os resistores na ordem de $G\Omega$ adicionam mais ruído do que os resistores de $M\Omega$, possivelmente devido ao *Johnson noise*, assim, optou-se por dar ganho adicional nos próximos estágios de amplificação.

O amplificador operacional ($A2$), também modelo LMP7721, foi montado em configuração seguidor de tensão (um *buffer* com ganho unitário) para criar o sistema de *guard* e polarizado com tensão DC de 2,5 V, similar ao $A1$.

A tensão de polarização de +2,5 V é invertida no amplificador ($A3$), modelo TL081 (*Texas Instruments*), e adicionada ao sinal de saída do amplificador $A1$, usando o amplificador $A4$ (modelo TL081). Assim, é possível fazer o ajuste de zero via potenciômetro $P2$ e fornecer um ganho adicional para calibração do sistema via potenciômetro $P3$.

O último estágio mostrado na Figura 14 é um filtro *Butterworth* passa baixa de segunda ordem, montado com um amplificador operacional TL081, com ganho de tensão de +1,586 V/V e frequência de corte superior de 6 Hz para reduzir o ruído gerado pela rede elétrica em até 40 dB (operando na frequência de 60 Hz).

O ganho do amplificador somador $A4$, utilizado para calibrar o sistema, foi ajustado para -12,61 V/V. Assim, o ganho total de transimpedância (A_Z) do circuito é dado por:

$$A_Z = 500 \times 10^6 \times 12,61 \times 1,586 = 10 \text{ G}\Omega. \quad (9)$$

Uma corrente de +50 pA, por exemplo, fornecerá um valor de tensão de +500 mV na saída do último estágio. As tensões de saída de $A5$ ficam no intervalo de -10 V a +10 V.

O protótipo foi montado em uma placa de circuito impresso fenólica. No entanto, as placas de fibra de vidro são preferidas em uma montagem final, pois absorvem menos umidade do que as fenólicas. Uma caixa metálica aterrada foi utilizada para blindar todo o sistema.

Uma câmara de ionização de 600 cc com um cabo triaxial, polarizado com -150 V ($V4$ conectado ao *Shield* na Figura 14), foi utilizada para realizar os testes do sistema. Para obter a tensão de -150 V foi utilizado o conversor DC/DC Modelo G10 (*EMCO High Voltage Corp.*).

Os testes iniciais do sistema proposto foram realizados utilizando duas fontes radioativas de teste, de Sr-90, que geram correntes de 70 pA e 430 pA. As tensões foram monitoradas em cada estágio do circuito usando um osciloscópio digital Owon SDS1102 (*Fujian LILLIPUT Optoelectronics Technology Co., Ltd.*). Essas fontes de Sr-90 emitem

radiação beta e são projetadas para aplicações de instrumentação e controle de qualidade. Ambas as fontes incluem container de proteção e fornecem operação segura para uso em laboratório.

Um equipamento calibrado, modelo *Dose 1 (IBA Dosimetry)*, foi utilizado para avaliar a precisão dos valores das correntes geradas pelas duas fontes radioativas medidas no protótipo desenvolvido.

3.3 Montagem definitiva

Os testes realizados na montagem experimental foram satisfatórios, de forma a se proceder com uma montagem final, incluindo algumas capacidades auxiliares, necessárias para um eletrômetro de uso clínico, que não haviam sido implementadas.

De acordo com a norma CNEN 6.10 (2021), é necessário permitir a inversão da polarização da câmera com tensão variável com relação maior ou igual a dois. Assim, foi implementado uma chave tipo H para inverter a polaridade do conversor *DC/DC* Modelo G10 (*EMCO High Voltage Corp.*) e também um circuito para ajuste de tensão na faixa desejada (de ± 100 V a ± 400 V).

Para atender toda a gama de uso em radioterapia, foi feito um levantamento das correntes típicas, que é apresentado na Tabela 3. Com isso concluiu-se ser necessário incluir outras faixas de uso, para isso, foi necessário um circuito adicional, para escolha do resistor de feedback, implementando assim um circuito para ajuste do ganho final do eletrômetro.

Tabela 3 - Leituras de corrente típicas em radioterapia.

Fonte radioativa, detector	Ordem de grandeza corrente
Fótons 600MU/min, 0.6 cc	1,2 nA
Fótons 400MU/min, 0.6 cc	800 pA
Fótons 100MU/min, 0.6 cc	200 pA
Elétrons 400MU/min, markus	130 pA
Elétrons 100MU/min, markus	30 pA
HDR Ir192 10Ci, poço	80 nA
HDR Ir192 3Ci, poço	20 nA

Fonte: Autoria própria (2023).

A saída do sinal no último estágio (*A5*) deve ser acoplada a um microcontrolador que faz o processamento dos dados, conversão analógico/digital (*A/D*), apresentação do display e integração para apresentar a carga acumulada no tempo. Para isso, deve-se ter o sinal atual, na faixa entre -10 V a +10 V, reajustado para faixa de entrada da porta *ADC* do microcontrolador.

O microcontrolador escolhido foi o *STM32F103C8T6 ARM Cortex M3*, pela sua robustez e fácil disponibilidade, principalmente na forma de placa de desenvolvimento,

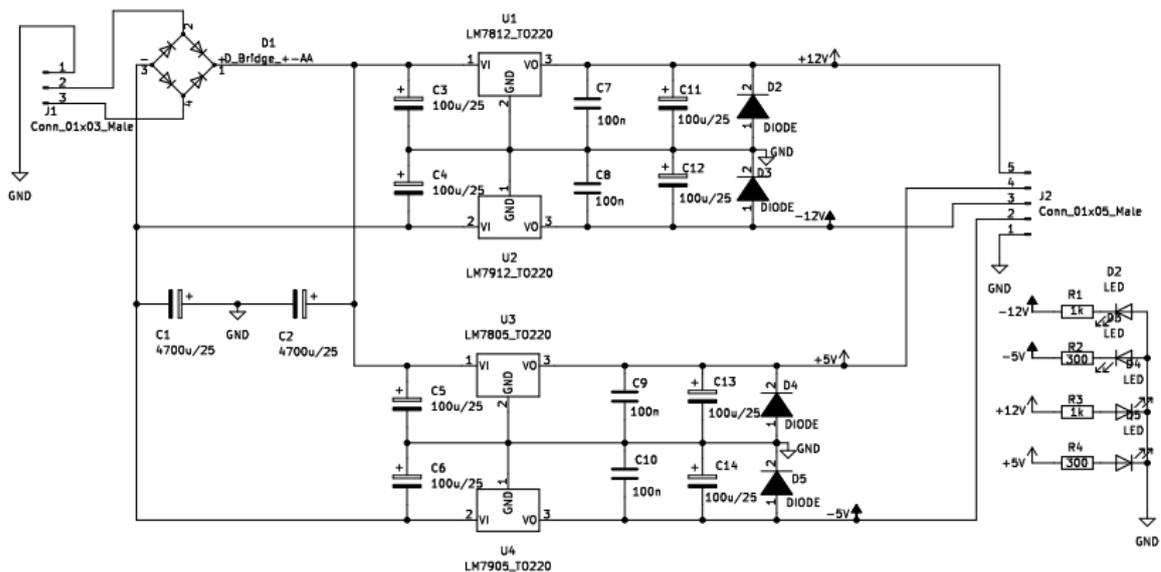
comumente chamada de “*blue pill*”. A interface para programação do microcontrolador foi a *STM32CubeIDE*, fornecida pelo próprio fabricante. As portas *ADC* do microcontrolador operam de 0 V a 3,3 V (STMicroelectronics, 2015).

O circuito ficou dividido em 3 placas, apresentados a seguir. Os circuitos e as placas de circuito impresso foram desenvolvidos no software *KiCad V 6.0* (KiCad, 2022).

3.3.1 Fonte de alimentação.

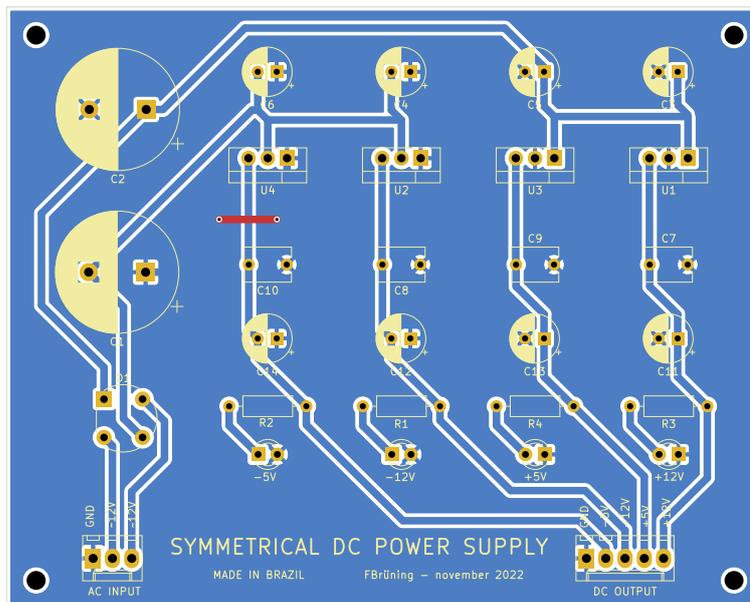
Foi montada uma fonte de corrente contínua, simétrica, utilizando reguladores monolíticos e capacitores eletrolíticos de 4700 μF , para garantir níveis DC sem *ripple* ou ruídos de alta frequência. A alimentação da placa da fonte é realizada através de um transformador AC, 110/220 V, para 12-0-12 V. Dessa forma obtemos tensões de +5 V, -5 V, +12 V e -12 V. Conector tipo *KK* para entrada AC (3 pinos, conector J1) e saída DC (5 pinos, conector J2). A Figura 15 apresenta o esquema elétrico e a Figura 16 o desenho da placa da fonte.

Figura 15 - Esquema elétrico da fonte.



Fonte: Autoria própria (2023).

Figura 16 - Desenho da placa de CI da fonte.



Fonte: Autoria própria (2023).

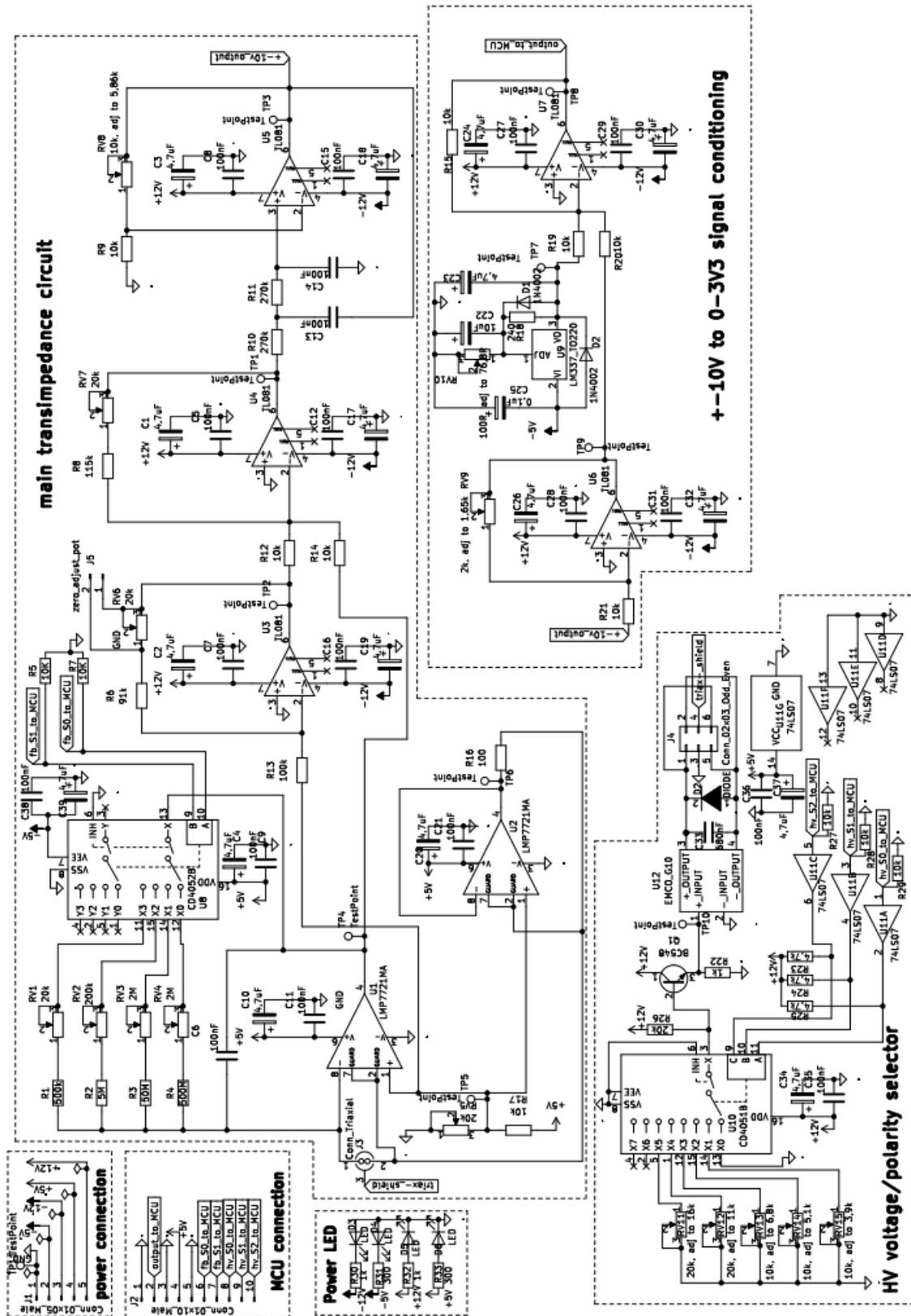
3.3.2 Placa principal.

O circuito da placa principal, denominada “*eletrometer main board*”, é apresentado na Figura 17. Nessa placa tem-se as conexões com a placa da fonte de alimentação e com o microcontrolador, além de chave H para troca de polaridade da tensão de polarização da câmera e potenciômetro para ajuste do zero, todos com conectores do tipo *KK* (conectores J1, J2, J4 e J5, respectivamente).

Há vários *trimpots* multivolts, que são destinados aos ajustes finos de ganho (RV1, RV2, RV3, RV4 e RV7) e níveis de tensão (RV11, RV12, RV13, RV14, RV15). Para cada estágio de amplificação e pontos de tensão *DC* foi inserido um *Test Point*, de forma a facilitar a verificação do circuito.

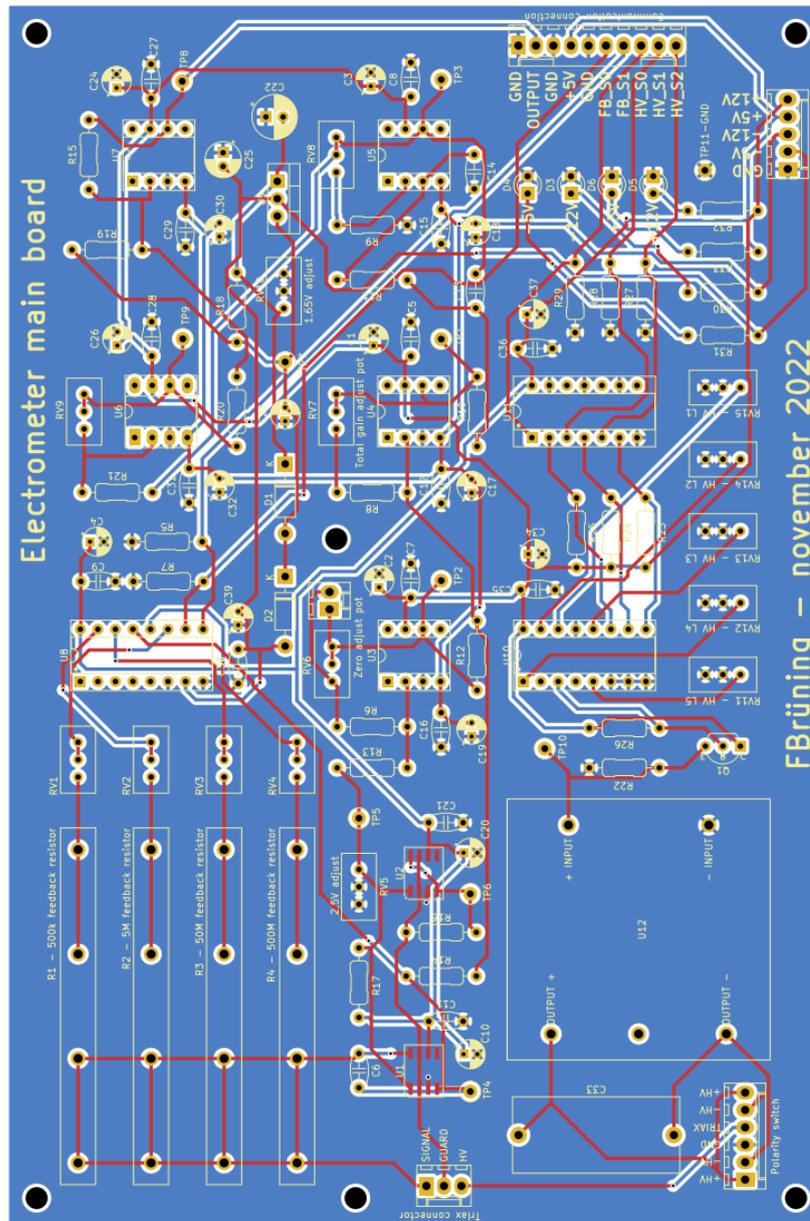
A placa foi feita em dupla camada. Na Figura 18 tem-se uma imagem do desenho da placa de circuito impresso, que possui dimensões finais de 18 cm x 12 cm.

Figura 17 - Esquema elétrico da placa principal.



Fonte: Autoria própria (2023).

Figura 18 - Desenho da placa de circuito impresso principal



Fonte: Autoria própria (2023).

3.3.2.1 Circuito de transimpedancia.

Denominado “*main transimpedance circuit*” na Figura 17, essa parte do circuito é a mesma do protótipo da montagem experimental, com a adição de um CI multiplexador CD4052B (Texas Instrument), com intuito de fazer a troca dos resistores de *feedback* (Texas Instrument, 2023).

Na seleção do resistor de *feedback* tem-se as entradas *S0* (pino 10) e *S1* (pino 9) do CD4052B, ativando as saídas dos pinos 11, 15, 14 e 12, que ativam os resistores nos valores de 500 k Ω , 5 M Ω , 50 M Ω e 500 M Ω . Sintetizado na tabela 4 tem-se as configurações para seleção

dos resistores e o ganho para cada resistor. Os resistores de 500 M Ω e 50 M Ω tem tolerância de 1 %, enquanto os de 500 k Ω , 5 M Ω tem tolerância de 5 %. Todos os resistores têm conectados em serie um *trimpot* multivoltas para fazer a calibração fina de cada faixa de ganho.

Tabela 4 - Configuração para seleção do resistor de *feedback*.

<i>S0/S1</i>	Saída ativa	Resistor ativo (Ω)	Ganho Trans-impedância (Ω)	Ganho Total (Ω)	Faixa de leitura	Nome display
1/1	11	500 k	500×10^3	10 M	$100 \text{ nA} < I_m \leq 1000 \text{ nA}$	ULOW
0/1	15	5 M	5×10^6	100 M	$10 \text{ nA} < I_m \leq 100 \text{ nA}$	LOW
1/0	14	50 M	50×10^6	1 G	$1 \text{ nA} < I_m \leq 10 \text{ nA}$	MED
0/0	12	500 M	500×10^6	10 G	$0 \leq I_m \leq 1 \text{ nA}$	HIGH

Fonte: Autoria própria (2023).

O princípio de funcionamento foi explicado no item 3.2. No protótipo final foi adicionado o multiplexador CD4052B para selecionar o resistor de *feedback* e também foi inserido um conector *KK* (conector J5) para ser possível colocar o potenciômetro de ajuste de zero fora da placa (*RV6*), no painel do instrumento.

3.3.2.2 Circuito de seleção de tensão HV.

Denominado “*HV Voltage / polarity selector*” na Figura 17, essa parte do circuito é responsável pelo controle da tensão de polarização na câmara de ionização. Um CI multiplexador CD4051B (*Texas Instruments*) foi utilizado para que o usuário possa selecionar entre 6 níveis de tensão pré-definidos para ser aplicado ao detector (*Texas Instrument*, 2023). Os níveis de tensão pré-definidos foram, 0 V, 100 V, 150 V, 200 V, 300 V e 400 V. Para cada nível, há um *trimpot* multivoltas (*RV11*, *RV12*, *RV13*, *RV14*, *RV15*) para fazer o ajuste fino do valor da tensão de saída do conversor DC/DC.

O conversor isolado, *DC/DC EMCO G10* tem uma proporcionalidade de valor 100, assim cada Volt na entrada (*input*) corresponde a 100 V na saída (*output*). Adicionalmente, para melhor estabilidade da alta tensão, foi instalado um capacitor de poliéster de 680 nF na saída do conversor *DC/DC*. A saída de alta tensão é direcionada para uma chave H, onde é possível a troca de polaridade da alta tensão que vai para o conector triaxial, identificado como *J4* no circuito.

Como o CD4051B esta operando com 12 V, foi necessário utilizar o CI *buffer* 74LS07 (*Texas Instrument*) entre o CD4051B e o microcontrolador (*Texas Instrument*, 2016). A Tabela 5 apresenta uma síntese dos pinos de configuração de tensão *S0* (pino 11), *S1* (pino 10), e *S2* (pino 9).

Tabela 5 - Configuração para seleção dos níveis de tensão.

S0/S1/S2	Saída ativa no pino	Tensão saída fonte HV
0/0/0	13	0 V
1/0/0	14	100 V
0/1/0	15	150 V
1/1/0	12	200 V
0/0/1	1	300 V
1/0/1	5	400 V

Fonte: Autoria própria (2023).

3.3.2.3 Condicionador de sinal para o microcontrolador.

Denominado “*+ -10V to 0-3V3 signal conditioning*” na Figura 17, essa parte do circuito é responsável pela renormalização da saída do último estágio de amplificação e filtro passa baixa.

As entradas *ADC* do microcontrolador *STM32F103C8T6 ARM Cortex M3* operam na faixa de 0 V até 3,3 V. Assim, é necessário condicionar o sinal de saída do último estágio que fica entre -10 V e +10 V para a faixa de 0 V até 3,3 V. De forma que -10 V signifique 0 V para a porta *ADC*, 0 V seja 1,65 V na porta *ADC* e +10V signifique 3,3V na porta *ADC*.

Para isso foi necessário um estágio inversor com ganho de $A = -0,165$ (U6 no circuito), uma fonte de nível *DC* de -1,65 V (U9 no circuito) e um último estágio somador inversor (U7 no circuito).

3.3.3 Placa de desenvolvimento para o microcontrolador.

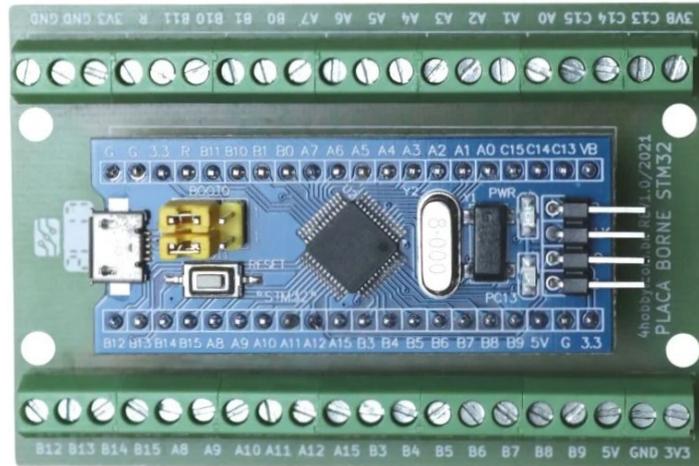
Foi adquirida uma placa de desenvolvimento denominada no mercado como “*blue pill*” (Figura 19) e, adicionalmente, uma placa de bornes, para facilitar as conexões. Assim, a conexão entre a placa principal e a placa do microcontrolador foi feita com conector *KK* em uma ponta (conector J2) e com os fios nos bornes na outra.

Para o desenvolvimento do *firmware*, foi utilizado o *software STM32CubeIDE*, que é uma plataforma de desenvolvimento C/C++ avançada, com configuração de periféricos, geração de código, compilação de código e recursos de depuração para microcontroladores e microprocessadores STM32. Para gravação no microcontrolador foi utilizado o *hardware ST-Link V2* (STMicroelectronics, 2015).

As conexões da placa do microcontrolador para a placa principal são: os sinais para controle do resistor de *feedback* (pinos PA4 e PA5), os sinais para seleção da tensão de polarização da câmera (pinos PA1, PA2 e PA3), *GND*, +5 V e “*output*” que é a saída do condicionador de sinais na placa principal, entrando na porta *ADC* (pino PB0). Além disso, a

placa do microcontrolador esta conectada a quatro botões (pinos PB12, PB13, PB14 e PB15) e o *display* (via *I2C*, nos pinos PB7 e PB6), que ficam na parte frontal do eletrômetro.

Figura 19 - Placa de desenvolvimento do STM32.



Fonte: Autoria própria (2023).

3.3.4 Gabinete e organização das placas.

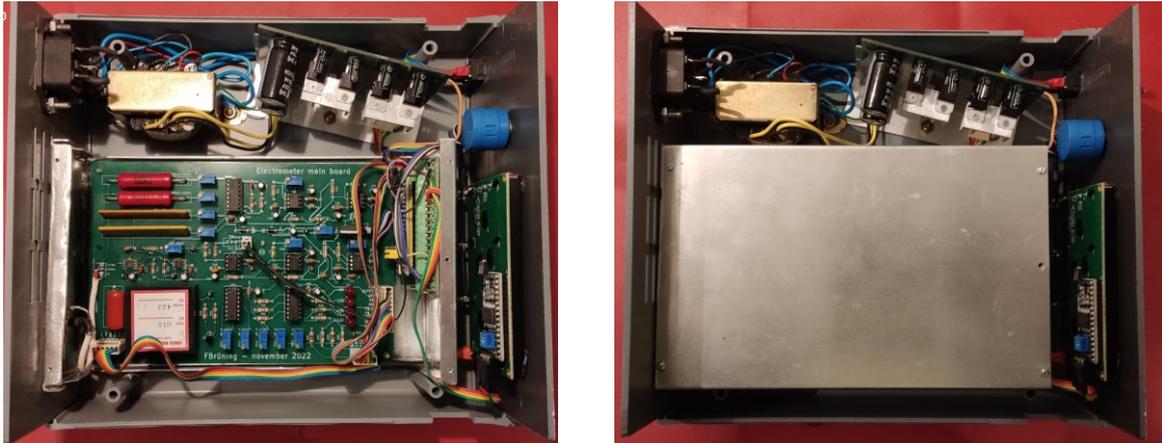
O sistema foi montado em um gabinete plástico, modelo Patola PB 220/110-8. A placa principal foi acomodada em uma caixa metálica, com função de blindagem, a placa da fonte e transformador em uma lateral e o display e botões no painel frontal. A parte interna do gabinete é apresentada na Figura 20, com caixa metálica de blindagem aberta, para melhor visualização das conexões.

Na parte traseira do gabinete tem-se o conector de alimentação, padrão IEC, porta fusível, seletor de tensão de alimentação (127 V/220 V) e o conector triaxial para conexão da câmera de ionização. Uma foto da parte traseira é apresentada na Figura 21.

Na parte frontal, tem-se o *display* de quatro linhas, o *knob* do potenciômetro para ajuste do zero, chave H para seleção de polaridade da tensão no detector, botão de seleção de ganho, botão de seleção do nível de tensão, botão de seleção do tempo, botão *Start/Stop/Reset* e a chave para ligar o dispositivo (chaveamento *AC*). Uma foto da parte frontal é apresentada na Figura 22.

A caixa patola possui um arco para elevar a frente do equipamento, ficando mais prático ao uso. Todos os botões de configuração ficam no painel frontal, não sendo necessário acesso à parte traseira do equipamento durante a realização das medidas. O conector de alimentação e o triaxial foram instalados na parte traseira para deixar o painel frontal sem cabos. Optou-se pelo uso do idioma inglês no painel e no display, pois os usuários estão habituados com os equipamentos totalmente em inglês.

Figura 20 - Disposição dentro do gabinete.



Fonte: Autoria própria (2023).

Figura 21 - Foto da parte traseira do equipamento.



Fonte: Autoria própria (2023).

Figura 22 - Painel frontal do equipamento.



Fonte: Autoria própria (2023).

3.3.5 Comentários de alguns pontos relevantes do *firmware*.

Apresenta-se aqui alguns comentários de partes relevantes do *firmware*, que se encontra completo e comentado no Apêndice 1.

As configurações dos periféricos, *clock*, entradas/saídas, *ADC*, e *timers* são realizadas na interface gráfica do *STM32CubeIDE*, que gera os códigos de configuração automaticamente para o usuário (STMicroelectronics, 2023). Na Figura 23 são apresentados (a) configuração de *clock*, (b) configurações de entrada/saída, (c) *ADC*, (d) *timers*.

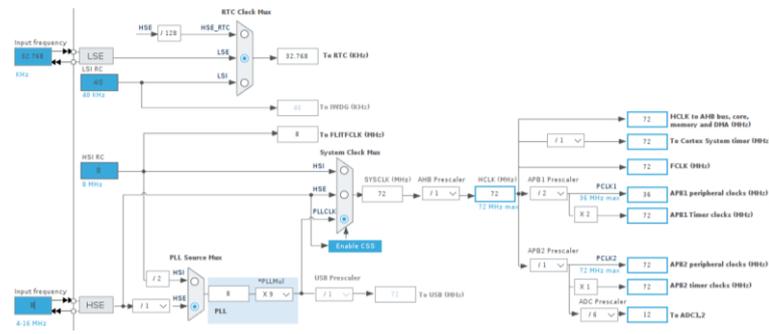
Para operação dos botões, foi implementado um código para detecção da borda de descida para os quatro botões, denominados: *HV_BUTTON*, *FB_BUTTON*, *IT_BUTTON*, *SSR_BUTTON*, com um *debounce* configurável pela variável *DEBOUNCE_DELAY_MS* (no código atual, configurado para 50 ms). Quando pressionado, o botão coloca GND na entrada digital do microcontrolador. Identificada uma descida de borda, é alterado o contador, da respectiva função do botão (CAVALIERI, 2019).

No botão de seleção de tensão, cada posição do contador modifica as saídas denominadas *HV_S0*, *HV_S1*, e *HV_S2*, que irão definir os seis níveis de tensão possível no conector triaxial.

No botão de seleção de ganho, cada posição do contador modifica as saídas denominadas *FB_S0* e *FB_S1*, que irão definir qual dos quatro resistores de *feedback* será ativo. Além de mandar sinal para a placa principal selecionando o resistor de *feedback*, configura uma variável denominada *GAIN*, que é utilizada no cálculo da corrente, interpretando o sinal lido na porta *ADC*.

No botão de seleção do tempo de integração, tem-se três posições, uma de 15 segundos, uma de 30 segundos e uma sem tempo. Na radioterapia moderna, não há necessidade de medidas com tempo determinado, uma vez que o emissor de radiação é configurado para emitir uma “quantidade” de radiação, enquanto isso o eletrômetro esta lendo a corrente e integrando para apresentar a carga acumulada. A rotina de uso é: *start* no eletrômetro, *start* no feixe de radiação, *stop* no feixe de radiação (automaticamente após entregar a quantidade desejada) e então o usuário pressiona *stop* no eletrômetro e tem no display a carga acumulada nesse período de feixe ativo. Porém, periodicamente é necessário realizar controle de qualidade do conjunto dosimétrico, avaliando parâmetros como constância do fator de calibração, para isso são realizadas leituras com uma fonte de teste de Sr-90 (IAEA-TECDOC-1151, 2000), nesse momento faz-se necessário leituras com tempo determinado, pois o processo de inserir/retirar a fonte ou pressionar o botão de *stop* em determinado tempo adiciona muita incerteza ao teste. Como é uma fonte radioativa, o feixe não pode ser ativado/desativado, da forma como é feito nos aceleradores lineares.

Figura 23 - Configurações de: (a) *clock*, (b) portas entrada/saída, (c) *ADC*, (d) *timers*.



(a)

GPIO Single Mapped Signals ADC I2C RCC

Search Signals
 Show only Modified Pins

Pin Name	Signal on Pin	GPIO output l...	GPIO mode	GPIO Pull-up/...	Maximum out...	User Label	Modified
PA1	n/a	Low	Output Push ...	No pull-up an...	Low	HV_S0	<input checked="" type="checkbox"/>
PA2	n/a	Low	Output Push ...	No pull-up an...	Low	HV_S1	<input checked="" type="checkbox"/>
PA3	n/a	Low	Output Push ...	No pull-up an...	Low	HV_S2	<input checked="" type="checkbox"/>
PA4	n/a	Low	Output Push ...	No pull-up an...	Low	FB_S0	<input checked="" type="checkbox"/>
PA5	n/a	Low	Output Push ...	No pull-up an...	Low	FB_S1	<input checked="" type="checkbox"/>
PA8	n/a	Low	Output Push ...	No pull-up an...	Low	ADC_Trigger	<input checked="" type="checkbox"/>
PB12	n/a	n/a	Input mode	Pull-up	n/a	HV_BUTTON	<input checked="" type="checkbox"/>
PB13	n/a	n/a	Input mode	Pull-up	n/a	FB_BUTTON	<input checked="" type="checkbox"/>
PB14	n/a	n/a	Input mode	Pull-up	n/a	IT_BUTTON	<input checked="" type="checkbox"/>
PB15	n/a	n/a	Input mode	Pull-up	n/a	SSR_BUTTON	<input checked="" type="checkbox"/>

(b)

ADC1 Mode and Configuration

Mode

IN7
 IN8

Configuration

Parameter Settings User Constants NVIC Settings DMA Settings GPIO Settings

Configure the below parameters :

Search (Ctrl+F)

ADCs_Common_Settings

Mode Independent mode

ADC_Settings

Data Alignment Right alignment
 Scan Conversion Mode Disabled
 Continuous Conversion Mode Disabled
 Discontinuous Conversion Mode Disabled

ADC_Regular_ConversionMode

Enable Regular Conversions Enable
 Number Of Conversion 1
 External Trigger Conversion Source Timer 3 Trigger Out event
 Rank 1

ADC_Injected_ConversionMode

Enable Injected Conversions Enable
 Number Of Conversions 0

WatchDog

Enable Analog WatchDog Mode

(c)

TIM3 Mode and Configuration

Mode

Slave Mode
 Trigger Source

Configuration

Parameter Settings User Constants NVIC Settings DMA Settings

Configure the below parameters :

Search (Ctrl+F)

Counter Settings

Prescaler (PSC - 16 bits value) 719
 Counter Mode Up
 Counter Period (AutoReload Register - 16 bits value) 999
 Internal Clock Division (CKD) No Division
 auto-reload preload Enable

Trigger Output (TRGO) Parameters

Master/Slave Mode (MSM bit) Disable (Trigger input effect not delayed)
 Trigger Event Selection Update Event

Output Compare No Output Channel 4

Mode Frozen (used for Timing base)
 Pulse (16 bits value) 0
 Output compare preload Disable
 CH Polarity High

(d)

Fonte: Aurtoria própria (2023).

No botão de Start/Stop/Reset, tem-se três posições autoexplicativas pelo nome do botão. A todo momento, a porta ADC está fazendo leitura da corrente e informando no display. Para o cálculo da carga, a integração da corrente precisa ter um início, definindo o *reset* (configura a variável *Charge* = 0.0), um *start*, onde é feita a soma da corrente para cada leitura da porta ADC e um *stop*, onde o somatório é interrompido e fica no *display* a última posição da variável *Charge*.

Para o cálculo do tempo de integração, como trata-se de tempo da ordem de segundos, optou-se por utilizar a ferramenta de *RTC* (*Real-Time Clock*), do microcontrolador. Assim, quando o usuário define um tempo de integração e pressiona *start*, está configurando um alarme de *RTC*, que ao estourar o tempo, “aciona” o botão *Start/Stop/Reset* via uma função de *callback* (CAVALIERI, 2019).

Quanto à leitura da porta ADC, tem-se a variável *readValue* sendo a leitura direta da porta ADC. Tendo em conta que o microcontrolador trabalha com 12 bits ($2^{12} = 4096$), essa variável é transformada para:

$$\text{readValue3} = \text{readValue}/4095 \times 3.3. \quad (10)$$

Após isso:

$$\text{readValue10} = (\text{readValue3} - 1.65)/0.165. \quad (11)$$

E a corrente de fato é:

$$\text{current} = \text{readValue10} \times \text{GAIN}. \quad (12)$$

Sendo o *GAIN* definido pela escolha do ganho (ver tabela 4), citado nos parágrafos acima (STMicroelectronics, 2013).

Por conta das variações de leitura, optou-se por aplicar um filtro de média móvel, configurável pela variável *FILTER_LENGTH*, no código atual configurado para fazer a média com 10 pontos. Após a aplicação do filtro, a variável de corrente passa a ser *filter_out*, que é enviada ao *display*.

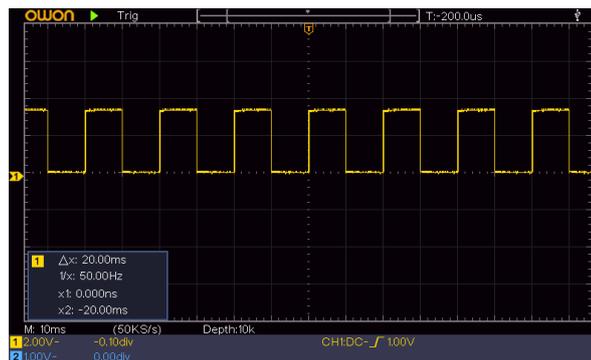
Para que o usuário defina o “zero” de leitura de corrente (“*zeroing*”), compensando eventuais correntes de fuga indesejadas, é enviada ao display a variável *readValue* – 2047, que é a leitura da porta ADC subtraída de metade do seu valor máximo, sendo mais intuitivo ao usuário. Sem fonte de radiação essa variável tem que estar próximo de zero. O ajuste é feito com o potenciômetro multivolts acessível no painel frontal.

Para o cálculo da carga, procede-se à integração da corrente. Como tem-se valores discretos de corrente, procede-se a um somatório de corrente, “ I_0 ” multiplicado pelo tempo entre “ I_0 ” e “ I_1 ”. Para isso, a captura de dados na porta *ADC* foi realizada em um tempo conhecido. Foi criado um *timer*, configurado inicialmente para 10 ms, que faz o *trigger* da porta *ADC*, assim a cada 10 ms tem-se uma nova leitura de corrente e, portando, a carga é dada pela Equação 13, em que o valor inicial da variável *charge* é igual a zero (STMicroelectronics, 2013).

$$charge = charge + (filter_out \times 0.01). \quad (13)$$

O tempo do timer é configurável via código (não disponível ao usuário) no *display*. Para verificação desse comportamento, o mesmo *timer* que faz o *trigger* da porta *ADC* faz uma troca do valor de saída (*toggle*) em uma porta digital para inspeção com o osciloscópio. Na Figura 24 apresenta-se a tela do osciloscópio demonstrando esse tempo de 10 ms.

Figura 24 - *Timer* que faz *trigger* da porta *ADC*.



Fonte: Autoria própria (2023).

Para exibição no *display*, optou-se por colocar simultaneamente todos os dados que possam ser úteis ao usuário, em uma única tela. Na figura 25 apresenta-se o *display* do equipamento.

Figura 25 - *Display* do equipamento.



Fonte: Autoria própria (2023).

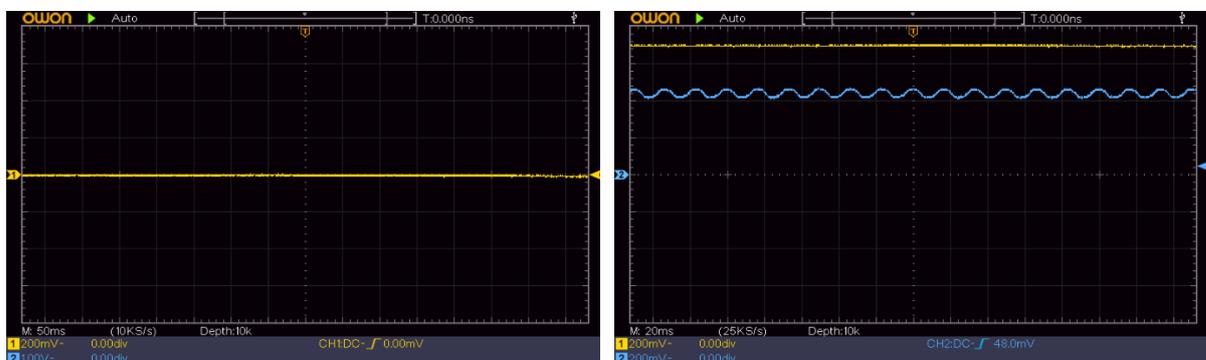
4 RESULTADOS

Um ponto importante a ser observado é que para seu uso na prática clínica, o eletrômetro deve ser calibrado juntamente com uma câmara de ionização (opcionalmente poderia ser calibrado separado, tendo um fator K_{elec}). O resultado dessa calibração é o fator N_{D,w,Q_0} que será utilizado nos cálculos de dose, como apresentado no capítulo 2.3. Assim, pequenas diferenças no ganho não são relevantes, pois a correção ficará dentro do fator de calibração emitido pelo laboratório de calibração. De qualquer forma, foi realizado uma calibração dos ganhos ajustando os *trimpots* dos resistores de *feedback* e comparando a leitura do equipamento com outros equipamentos comerciais.

Nesse aspecto de calibração, os pontos mais importantes são a disponibilidade do ajuste do zero pelo usuário e a linearidade/proporcionalidade da leitura, gerando um fator de calibração constante (N_{D,w,Q_0}). Como o circuito proposto é linear, as razões de ganho são todas multiplicativas e não há nenhum fator exponencial ou logarítmico. Sendo esperada uma linearidade das leituras, fez-se a avaliação, está apresentada nesse capítulo.

Na fase de protótipo, foram feitas medições em cada uma das saídas do amplificador do circuito mostrado na Figura 14. A Figura 26 (a) mostra o sinal de saída no amplificador $A5$ sem a fonte radioativa V_{out} . Com a fonte radioativa Sr-90 que gera 70 pA colocada na câmara de ionização, os resultados são mostrados na Figura 26 (b) para a saída do amplificador $A4$ (Canal 2 do osciloscópio – Azul) e a saída final (V_{out} – Canal 1 do osciloscópio - Amarelo), evidenciando a eficácia do filtro Butterworth de segunda ordem ($A5$) para eliminar o ruído de 60 Hz.

Figura 26 - (a) Sinal de saída sem fonte radioativa; (b) Sinais com a fonte de 70 pA antes do filtro (Azul) e na saída final (Amarelo)



(a)

(b)

Fonte: Autoria própria (2023).

Ainda no protótipo, as leituras das tensões finais para fontes que geram correntes de 70 pA e 430 pA são mostradas na Figura 27(a) e Figura 27(b), respectivamente. As leituras

foram realizadas com polarização da câmara de ionização com +150 V. O osciloscópio mostra os valores quadráticos médios (RMS) de 693,7 mV e 4359 mV. O ganho total de transimpedância (A_Z) de 10 G Ω corresponde a correntes de saída do eletrômetro de 69,37 pA e 435,9 pA, respectivamente. Os valores das correntes medidas no equipamento comercial calibrado (com configuração similar) foram 70 pA e 430 pA, correspondendo a erros percentuais de 0,9 % e -1,4 %, respectivamente, evidenciando a precisão do protótipo desenvolvido.

Figura 27 - Leituras de tensão geradas por (a) fonte de 70 pA e (b) 430 pA.



Fonte: Autoria própria (2023).

Após esses resultados favoráveis, procedeu-se a montagem definitiva do equipamento, com os circuitos auxiliares apresentados no capítulo 3.3. Apresenta-se agora alguns resultados da montagem final.

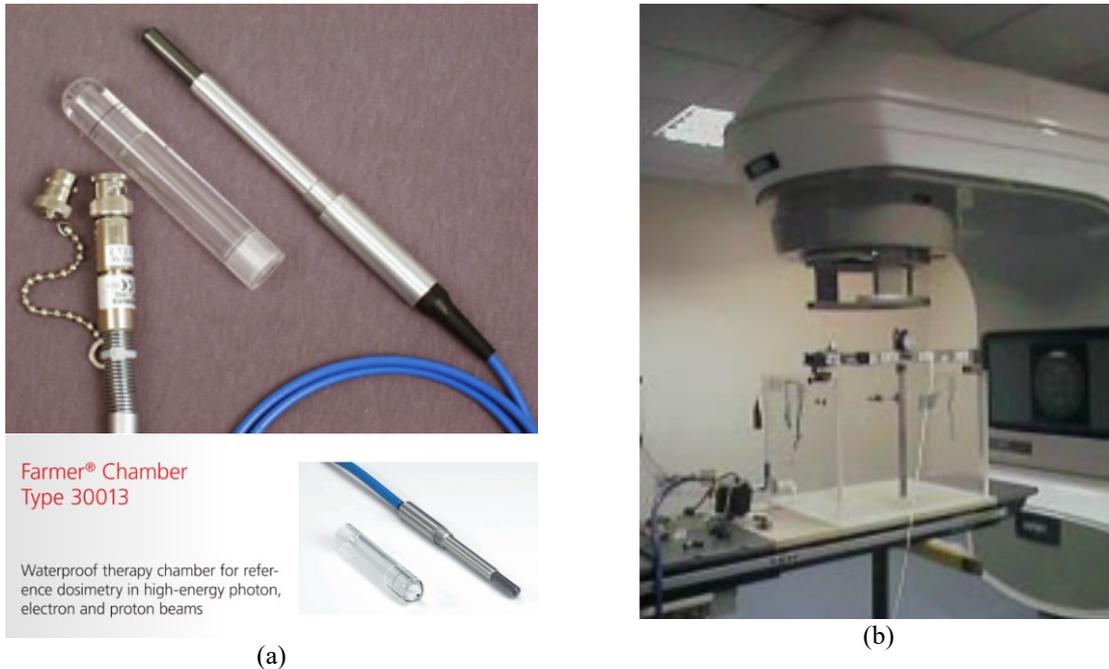
Testes de imunidade para compatibilidade eletromagnética (imunidade e emissão) e itens como descarga eletrostática, irradiação de campos eletromagnéticos, indução de distúrbios por surtos/radiofrequências, entre outros testes descritos detalhadamente na IEC 60601-1-2, não foram realizados. Além de estarem fora do escopo do trabalho proposto, é necessária uma instrumentação laboratorial não disponível no momento de realização do mesmo.

De acordo com a IEC 60731 (2011), o equipamento proposto se enquadra como “conjunto de medição” (*measuring assembly*), que pode estar na classe de campo e/ou classe de referência, tem capacidade para medida de carga (*dosimeter*), corrente (*dose rate meters*) e é exclusivamente alimentado via AC, devendo atender os itens, pertinentes à sua categoria, apresentados na Tabela 2.

Alguns testes do IEC 60731 (2011) foram realizados e os resultados são apresentados na Tabela 6. É necessário levar em consideração que os testes foram realizados em dois cenários: cenário 1 – câmara de ionização de 600 cc, com uso de fontes de Sr-90 em ambiente de laboratório de eletrônica; cenário 2 – câmara Farmer, 0,6 cc, com uso de um acelerador

linear, em ambiente hospitalar. Na Figura 28 são apresentadas fotos das câmaras de ionização e da montagem utilizada para realizar as medidas no acelerador linear Varian CL600CD instalado no Hospital Erasto Gaertner em Curitiba, Paraná.

Figura 28 - Fotos (a) da câmara de ionização PTW e (b) da montagem para realização das medidas no acelerador linear Varian CL600CD.



Fonte: (a) PTW Dosimetry. (b) Autoria própria (2023).

A realização dos testes em ambiente não laboratorial (sem controle de parâmetros relativos à interferência eletromagnética e fatores ambientais), além de o dispositivo de verificação (*stability check device*) não ter performance avaliada quanto aos parâmetros do capítulo 7 do IEC 60731 (2011), deixa claro ao leitor que o equipamento foi avaliado por alguns testes, mas não com rigor proposto na norma, logo, os resultados não podem ser interpretados como “*aprovado*” ou “*não aprovado*”.

A faixa de medidas, para cada ganho é apresentado na Tabela 6.

Tabela 6 - Ranges disponíveis para o usuário.

Nome da faixa	Ganho total de Transimpedância (Ω)	Faixa de leitura corrente
ULOW	10 M	$100 \text{ nA} < I_{in} \leq 1000 \text{ nA}$
LOW	100 M	$10 \text{ nA} < I_{in} \leq 100 \text{ nA}$
MED	1 G	$1 \text{ nA} < I_{in} \leq 10 \text{ nA}$
HIGH	10 G	$0 \leq I_{in} \leq 1 \text{ nA}$

Fonte: Autoria própria (2023).

Tanto para corrente quanto para carga, tem-se 4 algarismos significativos apresentados no display do equipamento, conforme pode ser observado na Figura 25. Assim a resolução é de $1/1000 = 0,1 \%$.

As medidas e resultados para análise de repetibilidade e tempo de estabilização, realizadas em laboratório de eletrônica, para o sistema configurado para Tensão de Polarização igual a -300 V, Ganho High, Fonte Sr-90 e utilizando uma câmara de ionização com volume sensível de 600 cc são apresentadas na Tabela 7. A repetibilidade apresentada foi menor ou igual a 0,2 %, tanto para corrente quando para carga acumulada. Para o tempo de estabilização o resultado foi menor ou igual a 0,05 %. A avaliação de estabilidade de longo prazo não foi realizada, pois exige pelo menos 6 meses realizando as mesmas medidas para se fazer uma análise dos dados, conforme instrução de realização do teste pelo IEC 60731.

Na Figura 29(a) e Figura 29(b) são apresentados os dados da análise de linearidade, realizados em um acelerador linear, modelo CL600CD, do fabricante *Varian Medical Systems*, instalado no Hospital Erasto Gaertner, com energia de fótons de 6 MeV (convencionado a nomenclatura de 6 MV na prática clínica, para diferenciar de um feixe de elétrons de 6 MeV), utilizando uma câmara de ionização do tipo Farmer, apresentada na Figura 28(a), com volume sensível de 0,6 cc, alterando-se a taxa de dose do feixe radioativo. No gráfico da Figura 28 (b) são apresentadas as curvas de linearização e os coeficientes de determinação (R^2) foram de 0,9993 para corrente e 0,9995 para carga acumulada, respectivamente, apresentando uma excelente concordância.

Tabela 7 - Análise de repetibilidade e tempo de estabilização com o eletrômetro configurado para: Tensão de Polarização = -300 V, Ganho High, Fonte Sr-90, câmara com volume sensível de 600 cc.

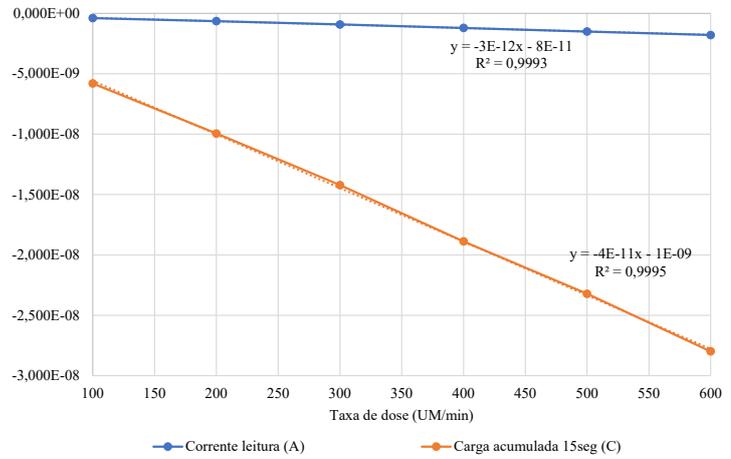
Mais de 2h desligado	Tempo ligar + 15 min			Tempo ligar + 1 h			Tempo ligar + 6 h		
	Corrente zerada (A)	Corrente leitura (A)	Carga acumulada 15 seg (C)	Corrente zerada (A)	Corrente leitura (A)	Carga acumulada 15 seg (C)	Corrente zerada (A)	Corrente leitura (A)	Carga acumulada 15 seg (C)
1	9,000E-13	-4,466E-10	-7,117E-09	-7,000E-13	-4,480E-10	-7,137E-09	-1,000E-13	-4,466E-10	-7,123E-09
2	-4,000E-13	-4,480E-10	-7,121E-09	4,000E-13	-4,468E-10	-7,123E-09	-5,000E-13	-4,494E-10	-7,155E-09
3	-5,000E-13	-4,473E-10	-7,121E-09	4,000E-13	-4,461E-10	-7,106E-09	-4,000E-13	-4,492E-10	-7,143E-09
4	4,000E-13	-4,475E-10	-7,126E-09	6,000E-13	-4,468E-10	-7,113E-09	6,000E-13	-4,470E-10	-7,126E-09
5	-1,400E-12	-4,468E-10	-7,118E-09	-7,000E-13	-4,469E-10	-7,122E-09	-5,000E-13	-4,480E-10	-7,130E-09
6	-6,000E-13	-4,481E-10	-7,142E-09	1,200E-12	-4,466E-10	-7,110E-09	-4,000E-13	-4,478E-10	-7,123E-09
7	1,200E-12	-4,471E-10	-7,115E-09	4,000E-13	-4,478E-10	-7,130E-09	8,000E-13	-4,481E-10	-7,139E-09
8	-9,000E-13	-4,487E-10	-7,144E-09	-6,000E-13	-4,485E-10	-7,139E-09	-6,000E-13	-4,474E-10	-7,124E-09
9	-8,000E-13	-4,496E-10	-7,159E-09	-6,000E-13	-4,480E-10	-7,136E-09	4,000E-13	-4,473E-10	-7,117E-09
10	5,000E-13	-4,480E-10	-7,130E-09	-8,000E-13	-4,488E-10	-7,147E-09	6,000E-13	-4,473E-10	-7,118E-09
Média	-1,600E-13	-4,478E-10	-7,129E-09	-4,000E-14	-4,474E-10	-7,126E-09	-1,000E-14	-4,478E-10	-7,130E-09
Desvio padrão amostral	8,553E-13	9,117E-13	1,450E-11	7,152E-13	9,031E-13	1,373E-11	5,486E-13	9,061E-13	1,219E-11
% em relação à média		-0,20%	-0,20%		-0,20%	-0,19%		-0,20%	-0,17%
Tempo de estabilização			0,04%			0,00%			0,05%

Fonte: Aatoria própria (2023).

Figura 29 - Análise de linearidade: (a) dados para várias taxas de dose; (b) gráfico com curva de linearização. Testes realizados utilizando um acelerador linear CL600CD (*Varian Medical Systems*) com feixe de 6 MV, tensão de polarização de -300 V em uma câmara Farmer com volume sensível de 0,6 cc.

Taxa de dose (UM/min)	Corrente leitura (A)	Carga acumulada 15 seg (C)
100	-3,850E-10	-5,804E-09
200	-6,375E-10	-9,948E-09
300	-9,165E-10	-1,422E-08
400	-1,200E-09	-1,888E-08
500	-1,500E-09	-2,323E-08
600	-1,785E-09	-2,799E-08

(a)



(b)

Fonte: Autoria própria (2023).

5 DISCUSSÃO

Um dos objetivos deste trabalho foi quebrar o paradigma de que os eletrômetros são equipamentos extremamente complexos e sob domínio de poucas empresas. São equipamentos com uma eletrônica particular, mas sob domínio público, inclusive com bastante bibliografia disponível sobre o tema, além de propor uma reflexão aos usuários de quais funções são realmente necessárias em um eletrômetro.

Eletrômetros comerciais da década de 1990 ou 2000 são mais fáceis de utilizar que os eletrômetros comerciais atuais. Como já dito, a eletrônica destes equipamentos é bastante conhecida e para o nível de exigência necessário, há equipamentos muito antigos que poderiam ser utilizados para a finalidade.

Como curiosidade, apresenta-se o eletrômetro programável “Keithley 617” produzido na década de 1980. Na Figura 30, apresenta-se uma foto do painel do equipamento, demonstrando a resolução para medida de corrente, na ordem de Attoampères ($Atto = 10^{-18}$).

Figura 30 - Modelo de equipamento da década de 80.



Fonte: Keithely (2006).

Tendo em vista que é um equipamento para uso médico, deve ter as certificações e obedecer a legislação pertinente. Assumindo que atendam à legislação sobre o tema, a escolha de um eletrômetro deveria ser conduzida por parâmetros técnicos e por uma interface simples e intuitiva. Parâmetros técnicos a serem avaliados são faixas de medida, resolução, repetibilidade, estabilidade de longo prazo, tempo de resposta, não linearidade, desvio de zero e tensão de polarização.

Eletrômetros da categoria classe de campo ou da categoria classe de referência são equipamentos relativamente simples. Na prática clínica, será usado para medida de dose em um ponto fixo, normalmente em um tanque de água. Há vários outros tipos de medidas necessárias em radioterapia, que demandam equipamentos específicos e dedicados, por exemplo matriz de detectores, tanque de varredura (que exige dois canais de leitura, além de trilhos motorizados

para movimentação dos detectores.), softwares para gerenciamento do equipamento e etc. Esses outros equipamentos muitas vezes contêm uma ou mais unidades de eletrômetros internamente.

Para a versão final, adotou-se um *design* minimalista e, ao contrário da tendência do mercado, sem funções extras, apenas para uso de *marketing*. Todas as funções necessárias a um eletrômetro foram implementadas e ficam todas simultaneamente disponíveis e apresentadas no display. Botões dedicados simplificam a operação, sem menus, sem necessidade de pressionar mais de um botão para executar a função desejada, como troca do ganho, tensão e polaridade.

Algumas funções extras que intencionalmente não foram realizadas:

- Apresentação dos dados em unidades radiológicas. Para isso é necessário criar uma biblioteca onde o usuário cadastra a câmara de ionização utilizada e seu devido fator de calibração, além dos demais fatores de correção. Inconvenientemente o fator K_{TP} precisa ser ajustado para o momento e condição de medida.
- Agregar sensor de tempo e pressão. Para realização da correção de K_{TP} , é necessário o valor de temperatura e pressão no momento da medida, na posição da câmara de ionização, assim um sensor de tempo e pressão agregado ao eletrômetro é inútil, a menos que tenha outro cabo para ser posicionado junto à câmara de ionização, o que não é nada prático.
- Operação remota ou sem fio. Devido à importância dessas medidas de dose e as configurações necessárias no emissor de radiação (por exemplo ligar ou desligar o feixe radioativo), o uso do eletrômetro sempre será presencial.
- Ter implementado protocolos de dosimetria, como o citado TRS398 ou outros. A realização de dosimetrias gera documentação que precisa ser arquivada, inclusive, obrigatório por norma. Geralmente os usuários utilizam planilhas ou softwares dedicados para armazenamento dessas medidas de dose. A aplicação de um protocolo integrado ao eletrômetro pode fornecer um resultado imediato na tela do mesmo, mas inevitavelmente o usuário vai ter que transferir os dados para outro sistema para arquivar a documentação.

Apesar das limitações para a realização dos testes do IEC 60731:2011, observa-se uma tendência de que com poucas melhorias o sistema estaria atendendo os requisitos do documento normativo. Para validação dos requisitos básicos, quanto ao IEC 60601-1-2, seria necessário o uso de um laboratório adequado para essa finalidade. Para validação dos requisitos do IEC

60731:2011, após a validação dos requisitos básicos, seria necessário o dispositivo de verificação de estabilidade que atenda os pré-requisitos do próprio IEC 60731:2011. O dispositivo de verificação é um dispositivo que permite avaliar a estabilidade da resposta do conjunto de medição e/ou conjunto da câmara. O dispositivo de verificação de estabilidade pode ser um dispositivo puramente elétrico, ou uma fonte de radiação, ou pode incluir ambos (IEC 60731:2011).

Desenvolvimentos, para pesquisa, de equipamentos similares têm sido realizados por outros autores, pode-se citar: Mortuza et al. (2017), Rajput & Garg (2009) e Wanga et al. (2013). Esses trabalhos, juntamente com essa dissertação, se complementam e podem levar, eventualmente, à construção de um eletrômetro com hardware livre (*open source hardware*), um equipamento eletrônico projetado e oferecido nos mesmos termos que um software de código livre.

6 CONCLUSÃO

Este trabalho propôs o desenvolvimento de um eletrômetro de baixo custo para leitura de sinais da câmara de ionização com fontes que geram correntes entre 10 pA e 1 nA.

O sistema foi construído usando componentes de baixo custo, comercialmente disponíveis e técnicas clássicas de minimização de ruído. Isso permitiu um produto final com os resultados apresentados no Capítulo 4.

Assim, pode-se concluir que os objetivos iniciais foram alcançados. O sistema proposto pode servir de base para o desenvolvimento de um dosímetro para uso clínico.

Um eletrômetro comercial pode ser adquirido por aproximadamente US\$ 6.000,00, sem incluir os custos de nacionalização. O valor dos componentes utilizados no protótipo desenvolvido é bem menor, em torno de USD 230,00. Na Tabela 8 tem-se o custo aproximado dos componentes.

Considerando a proporção dos valores dos componentes utilizados no protótipo, considera-se que uma possível produção nacional de um eletrômetro seja de interesse para o sistema de saúde.

Tabela 8 - Valor aproximado dos componentes utilizados.

Componente	Valor aproximado (USD)
Conversor DC-DC	50,00
Conector triaxial	30,00
Amplificador Operacional LMP7721	5,00
Resistor de MΩ, 1% de tolerância	5,00
Placa de circuito impresso	40,00
Gabinete patola	30,00
Placa <i>bluepill</i>	10,00
Demais componentes comuns	60,00
Total	230,00

Fonte: Autoria própria (2023).

6.1 TRABALHOS FUTUROS

Para trabalhos futuros, inclusive para melhoria dos resultados de avaliação, sugere-se:

- Instalar a parte inicial do circuito (primeiro estágio) aérea, com isoladores de PTFE (Politetrafluoretileno, Teflon®) para minimizar os efeitos de fuga e contaminação provenientes da placa de circuito impresso;

- Ampliar a faixa de leitura para cada resistor de *feedback*, para diminuir o número de faixas de 4 para 3 ou 2;
- Implementar sistema de auto configuração, para escolha automática da melhor faixa de leitura;
- Utilizar outra versão do microcontrolador ou um conversor ADC dedicado, para ter uma resolução maior que 12 bits.

REFERÊNCIAS

ACHARYA Y. B. (2000) **A Wide Range Linear Electrometer. Review of Scientific Instruments**, Vol. 71, No 6, 2000.

ALMEIDA C. A. **Temas especiais em física médica e radioproteção**. Editora Atena, 2023.

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

ANDREO P., BURNS, D., NAHUM, A., SEUNTJENS, and ATTIX, F. **Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry**. 2017.

BULGARELLI R. **A Utilização de Normas Técnicas Internacionais IEC & ISO como base para a elaboração de Regulamentos Públicos**. <https://www.linkedin.com/pulse/utiliza%C3%A7%C3%A3o-de-normas-t%C3%A9cnicas-internacionais-iec-iso-como-bulgarelli>. 2017. Consultado em 20 fevereiro 2023.

CAVALIERI, F. **Programação em linguagem C para microcontroladores ARM cortex-m3 CubeIDE**. Eletrocurso 2019.

CNEN NN 6.10. 2021. **Norma, Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Radioterapia**. Disponível em: <https://www.gov.br/cnen/pt-br/acesso-rapido/normas/grupo-6/grupo6-nrm610.pdf>. Consultado em 16 janeiro 2023.

Dose-1 Electrometer User Manual. Available at: www.iba-dosimetry.com. Consultado em 8 janeiro 2022.

ERICSON, M.N, ET AL. (1992) **A Wide Range Logarithmic Electrometer with Improved Accuracy and Temperature Stability**. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Vol. 41, Issue 6. Dec. 1992.

HENNIKER, J. **Triboelectricity in Polymers**. *Nature*. 196, 474 (1962). <https://doi.org/10.1038/196474a0>.

HENRY W. O. **Noise Reduction Techniques in Electronic Systems**. John Wiley, 1998.

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 Series No. 398. Vienna: IAEA, 2000.

IAEA, International Atomic Energy Agency. **Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad**. IAEA-TECDOC-1151. Vienna: IAEA, 2000.

ICRU Report 33. **Radiations quantities and units. International commission on radiation units and measurements**, Washington, 1980.

IEC 60731:2011+AMD1:2016 CSV. **Medical electrical equipment - Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy**. IEC, 2011.

IEC 62467-1:2009. Medical electrical equipment - **Dosimetric instruments as used in brachytherapy - Part 1: Instruments based on well-type ionization chambers**. IEC, 2009.

KEITHLEY. **Low Level Measurement Handbook**. Keithley, 2006. Available at: www.keithley.com. Acesso em: 10 de fevereiro de 2022.

KHAN, F. M. **The Physics of Radiation Therapy**. Philadelphia. Editora Lippincott Williams e Wilkins, 2003.

KiCad, **The KiCad Team. Full manual**. 2022. Disponível em <https://docs.kicad.org/>. Acesso em: 18 de agosto de 2022.

KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement**. John Wiley & Sons, Jan. 2000.

M.I.T. Junior Lab. **Johnson Noise and Shot Noise: The Determination of the Boltzmann Constant, Absolute Zero Temperature and the Charge of the Electron**. 2011.

MORTUZA A. A.; PERVEZ M. F.; et al. **Pico-current Measurement Challenges and Remedies: A Review**. Universal Journal of Engineering Science 5(4): 57-63, 2017 DOI: 10.13189/ujes.2017.050401.

NYQUIST, H. **Thermal Agitation of Electric Charge in Conductors**. Phys. Rev. 23, 110, 1928.

PODGORSAK E. B. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers And Students**. 2005. IAEA, International Atomic Energy Agency.

RAJPUT S. S; GARG S. C. (2009) **A High Resolution Autogain Ranging Linear Electrometer Amplifier**. Review of Scientific Instruments, Vol. 78, Issue 10, Oct. 2009.

Sarpeshkar, R., Delbruck, T., Carver A. (1993) **White Noise in MOS Transistors and Resistors**. Mead. 8755-3996/93. IEEE. November 1993.

STMicroelectronics. AN3371 **Application note Using the STM32 hardware real-time clock (RTC)**. 2012 rev 5. Disponível em: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32f103/documentation.html>. Acesso em: 05 de janeiro de 2022.

STMicroelectronics. AN4195 **Application note, STM32F30x ADC modes and application. 2013 rev 1**. Disponível em: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32f103/documentation.html>. Acesso em: 05 de janeiro de 2022.

STMicroelectronics. **Reference Manual (RM0008)**. 2015 ver. 16. Disponível em: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32f103/documentation.html>. Acesso em: 22 de março de 2023.

STMicroelectronics. **STM32F103x8/STM32F103xB Data Sheet**. 2015 ver. 17. Disponível em: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32f103/documentation.html>. Acesso em: 22 de março de 2023.

STMicroelectronics. **UM2609 STM32CubeIDE user guide**. Ver. 8, 2023. Disponível em https://www.st.com/content/st_com/en/stm32cubeide.html. Acesso em: 26 de julho de 2023.

Texas Instrument. **CD405xB CMOS Single 8-Channel Analog Multiplexer or Demultiplexer With Logic-Level Conversion datasheet**. Rev. K, 2023. Disponível em <https://www.ti.com/product/CD4052B>. Acesso em: 26 de julho de 2023.

Texas Instrument. **LMP7721 3-Femtoampere Input Bias Current Precision Amplifier datasheet**. rev. E, 2016. Disponível em <https://www.ti.com/product/SN74LS07>. Acesso em: 22 de março de 2023.

Texas Instrument. **SN74LS07 Hex Buffers and Drivers With Open-Collector High-Voltage Outputs datasheet**. rev. D, 2016. Disponível em <https://www.ti.com/product/SN74LS07>. Acesso em: 22 de março de 2023.

VOLYNETS O. **Gerda Scientific/Technical Report: GSTR-11-M001, Measuring picoamperes**. Max-Planck-Institut für Physik, München, Germany. 2011.

WALLIN, K. O. Richard A., et al. Femtocoulomb range triboelectric noise meter for super-low noise cables. IEEE 2021. DOI: 10.1109/I2MTC50364.2021.9460067

WANGA, J.; LI B. K.; et al. (2013) **A high precision pico-amperes scale current measurement system in radiation detection**. Applied Mechanics and Materials Vols. 239-240 (2013) pp 145-151. doi:10.4028/www.scientific.net/AMM.239-240.145.

XU, C., Zi, Y., Wang, A. C., et al. **On the Electron-Transfer Mechanism in the Contact-Electrification Effect**. Advanced Materials, 30(15), 1706790. doi:10.1002/adma.201706790. 2018.

APÊNDICE

APÊNDICE A – *Firmware* desenvolvido para o microcontrolador STM32F103C6

```

/* USER CODE BEGIN Header */
/**
 * *****
 * @file      : main.c
 * @brief     : Main program body
 * *****
 * @attention
 *
 * Copyright (c) 2022 STMicroelectronics.
 * All rights reserved.
 *
 * This software is licensed under terms that can be found in the LICENSE file
 * in the root directory of this software component.
 * If no LICENSE file comes with this software, it is provided AS-IS.
 *
 * *****
 */
/* USER CODE END Header */
/* Includes ----- */
#include "main.h"

/* Private includes ----- */
/* USER CODE BEGIN Includes */
#include "i2c-lcd.h"
#include "stdio.h"
#include "delay.h"
/* USER CODE END Includes */

/* Private typedef ----- */
/* USER CODE BEGIN PTD */
typedef enum
{ Bit_RESET = 0,
  Bit_SET
}BitAction;
/* USER CODE END PTD */

/* Private define ----- */
/* USER CODE BEGIN PD */
#define FILTER_LENGTH 10 // Numero de pontos para fazer a media das leituras de corrente
#define DEBOUNCE_DELAY_MS 50 // tempo de debouncing em milsegundos
/* USER CODE END PD */

/* Private macro ----- */
/* USER CODE BEGIN PM */
/* USER CODE END PM */
/* Private variables ----- */
ADC_HandleTypeDef hadc1;
DMA_HandleTypeDef hdma_adc1;
I2C_HandleTypeDef hi2c1;
TIM_HandleTypeDef htim3;

/* USER CODE BEGIN PV */

BitAction      HVin_Button_Val;
BitAction      FBin_Button_Val;
BitAction      ITin_Button_Val;
BitAction      SSRin_Button_Val;

```

```

int HV_S0 = 0; // Estado atual da saída HV_S0
int HV_S1 = 0; // Estado atual da saída HV_S1
int HV_S2 = 0; // Estado atual da saída HV_S2
int HV_buttonPressCount = 0; // Contador de pressões do botão HV

int FB_S0 = 0; // Estado atual da saída FB_S0
int FB_S1 = 0; // Estado atual da saída FB_S1
int FB_buttonPressCount = 3; // Contador de pressões do botão FB

uint16_t readValue; // leitura da porta ADC
int zeroing; //leitura de zero

float current; //multiplica pelo ganho selecionavel
float readValue3; //leitura entre 0-3.3v, normaliza em 3.3V
float readValue10; //leitura entre -10 to +10V
char strCopy[20];
float GAIN; //valor do ganho, definido pela escolha do resistor de feedback

float filter_out; //saida do filtro de media movel, valor da corrente pos filtro
float buffer_filter[FILTER_LENGTH]; //parametro auxiliar do filtro de media movel
uint16_t counter_filter; //parametro auxiliar do filtro de media movel
float sum;
float charge=0.0; //carga, iniciando com contagem 0
float charge_end=0.0; //copia da corga apos integracao finalizar
int stopcharge=1;
int stoptime=0;

uint16_t integ_time;
int IT_buttonPressCount = 0; // Contador de pressões do botão IT
int SSR_buttonPressCount = 0; // Contador de pressões do botão SS

int32_t displaytime=0; // variavel para alarme de temporizazao
int32_t timer=0; //variavel auxiliar para o temporizador
int settime=0; //variavel auxiliar para o temporizador

/* USER CODE END PV */

/* Private function prototypes -----*/
void SystemClock_Config(void);
static void MX_GPIO_Init(void);
static void MX_DMA_Init(void);
static void MX_I2C1_Init(void);
static void MX_ADC1_Init(void);
static void MX_TIM3_Init(void);
static void MX_RTC_Init(void);
/* USER CODE BEGIN PFP */

//Define protótipos para funções de verificação de borda de subida ou descida
//para o pino de entrada DIN_BUTTON
BitAction HVin_button_LoEdge(void);
BitAction FBin_button_LoEdge(void);
BitAction ITin_button_LoEdge(void);
BitAction SSRin_button_LoEdge(void);

//Protótipo para função de verificação do estado das entradas digitais programada
void Check_HVin_Values(void);
void Check_FBin_Values(void);

```

```

void Check_ITin_Values(void);
void Check_SSRin_Values(void);

/* USER CODE END PFP */

/* Private user code -----*/
/* USER CODE BEGIN 0 */

/* USER CODE END 0 */

/**
 * @brief The application entry point.
 * @retval int
 */
int main(void)
{
/* USER CODE BEGIN 1 */

/* USER CODE END 1 */

/* MCU Configuration-----*/

/* Reset of all peripherals, Initializes the Flash interface and the Systick. */
HAL_Init();

/* USER CODE BEGIN Init */

/* USER CODE END Init */

/* Configure the system clock */
SystemClock_Config();

/* USER CODE BEGIN SysInit */

/* USER CODE END SysInit */

/* Initialize all configured peripherals */
MX_GPIO_Init();
MX_DMA_Init();
MX_I2C1_Init();
MX_ADC1_Init();
MX_TIM3_Init();
MX_RTC_Init();

/* USER CODE BEGIN 2 */
lcd_init();
if(HAL_ADCEX_Calibration_Start(&hadc1) != HAL_OK);           // calibrate AD convertor
if(HAL_ADC_Start_IT(&hadc1) != HAL_OK)
    Error_Handler();
HAL_TIM_Base_Start_IT(&htim3);
/* USER CODE END 2 */

/* Infinite loop */
/* USER CODE BEGIN WHILE */
while (1)
{
    HAL_Delay(300); // delay para otimizar a atualizacao da visualizacao no display
    // INICIO IMPLEMENTACAO DO CONTROLE DE TENSAO
    if(HVin_button_LoEdge() == Bit_SET)
        {

```

```

        HV_buttonPressCount = (HV_buttonPressCount + 1) % 6;
    } // Incremente a variável de contagem do botao HV

if (HV_buttonPressCount == 0) {
    HV_S0 = 0; // Desativar a saída S0
    HV_S1 = 0; // Desativar a saída S1
    HV_S2 = 0; // Desativar a saída S2
    lcd_send_cmd (0x80|0x54);
    lcd_send_string ("Volt:000 V");
}
else if (HV_buttonPressCount == 1) {
    HV_S0 = 1; // Ativar a saída S0
    HV_S1 = 0; // Desativar a saída S1
    HV_S2 = 0; // Desativar a saída S2
    lcd_send_cmd (0x80|0x54);
    lcd_send_string ("Volt:100 V");
}
else if (HV_buttonPressCount == 2) {
    HV_S0 = 0; // Desativar a saída S0
    HV_S1 = 1; // Ativa a saída S1
    HV_S2 = 0; // Desativar a saída S2
    lcd_send_cmd (0x80|0x54);
    lcd_send_string ("Volt:150 V");
}
else if (HV_buttonPressCount == 3) {
    HV_S0 = 1; // Ativar a saída S0
    HV_S1 = 1; // Ativa a saída S1
    HV_S2 = 0; // Desativa a saída S2
    lcd_send_cmd (0x80|0x54);
    lcd_send_string ("Volt:200 V");
}
else if (HV_buttonPressCount == 4) {
    HV_S0 = 0; // Desativar a saída S0
    HV_S1 = 0; // Desativar a saída S1
    HV_S2 = 1; // Ativa a saída S2
    lcd_send_cmd (0x80|0x54);
    lcd_send_string ("Volt:300 V");
}
else if (HV_buttonPressCount == 5) {
    HV_S0 = 1; // Desativar a saída S0
    HV_S1 = 0; // Desativar a saída S1
    HV_S2 = 1; // Ativa a saída S2
    lcd_send_cmd (0x80|0x54);
    lcd_send_string ("Volt:400 V");
}
HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_1, HV_S0);
HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_2, HV_S1);
HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_3, HV_S2);
// FIM IMPLEMENTACAO DO CONTROLE DE TENSAO

// IMPLEMENTACAO DO CONTROLE DE GANHO
if(FBin_button_LoEdge() == Bit_SET)
{
    FB_buttonPressCount = (FB_buttonPressCount + 1) % 4;
} // Incremente a variável de contagem do botao FB

if (FB_buttonPressCount == 0) {
    FB_S0 = 1; // Ativar a saída S0

```

```

        FB_S1 = 1; // Ativar a saída S1
        GAIN = 0.0000001; // GAIN ULOW leitura X100000 informa corrente em pA (0.5Mohm)
        lcd_send_cmd (0x80|0x5F);
        lcd_send_string ("Gain ULOW"); // ativa saida 11 (A3) 500k resistor
    }
else if (FB_buttonPressCount == 1) {
    FB_S0 = 0; // Desativar a saída S0
    FB_S1 = 1; // Ativar a saída S1
    GAIN = 0.00000001; // GAIN LOW leitura X10000 informa corrente em pA (5Mohm)
    lcd_send_cmd (0x80|0x5F);
    lcd_send_string ("Gain LOW."); // ativa saida 15 (A2) 5M resisor
}
else if (FB_buttonPressCount == 2) {
    FB_S0 = 1; // Ativar a saída S0
    FB_S1 = 0; // Desativar a saída S1
    GAIN = 0.000000001; // GAIN MEDIUM leitura X1000 informa corrente em pA (50Mohm)
    lcd_send_cmd (0x80|0x5F);
    lcd_send_string ("Gain MED."); // ativa saida 14 (A1) 50M resistor
}
else if (FB_buttonPressCount == 3) {
    FB_S0 = 0; // Desativar a saída S0
    FB_S1 = 0; // Desativar a saída S1
    GAIN = 0.0000000001; // GAIN HIGH leitura X100 informa corrente em pA (500Mohm)
    lcd_send_cmd (0x80|0x5F);
    lcd_send_string ("Gain HIGH"); // ativa saida 12 (A0) 500M resisor
}
HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_4, FB_S0);
HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_5, FB_S1);
// FIM IMPLEMENTACAO DO CONTROLE DE GANH0

// ESCREVER A CORRENTE NO DISPLAY
sprintf(strCopy,"Current:%+.3E A", filter_out);
lcd_send_cmd (0x80|0x00);
lcd_send_string(strCopy);

// ESCREVER A ZEROING NO DISPLAY
zeroing = (readValue - 2047);
sprintf(strCopy,"Zero:%+5i", zeroing);
lcd_send_cmd (0x80|0x49);
lcd_send_string(strCopy);

// inicio da definicao do tempo de integracao
if(ITin_button_LoEdge() == Bit_SET)
    {
        IT_buttonPressCount = (IT_buttonPressCount + 1) % 3;
    } // Incremente a variável de contagem do botao IT

if (IT_buttonPressCount == 0) {
    integ_time = 00; // integracao livre, sem contagem de tempo
}
else if (IT_buttonPressCount == 1) {
    integ_time = 15; // 15 segundos de integracao, definir alarme para 15 seg
    if (SSR_buttonPressCount == 1 && stoptime == 0) {
        stoptime=1;
        LL_RTC_DisableWriteProtection(RTC);
        LL_RTC_TIME_Set(RTC, 0);
        LL_RTC_ALARM_Set(RTC, integ_time-1);
    }
}

```

```

        LL_RTC_ClearFlag_ALR(RTC);
        LL_RTC_EnableIT_ALR(RTC);
        LL_EXTI_EnableIT_0_31(LL_EXTI_LINE_17);
        LL_EXTI_EnableRisingTrig_0_31(LL_EXTI_LINE_17);
        NVIC_SetPriority(RTC_Alarm_IRQn, 0x0F);
        NVIC_EnableIRQ(RTC_Alarm_IRQn);
        LL_RTC_EnableWriteProtection(RTC);
    }
}
else if (IT_buttonPressCount == 2) {
    integ_time = 30; // 30 segundos de integracao, definir alarme para 30 seg
    if (SSR_buttonPressCount == 1 && stoptime == 0) {
        stoptime=1;
        LL_RTC_DisableWriteProtection(RTC);
        LL_RTC_TIME_Set(RTC, 0);
        LL_RTC_ALARM_Set(RTC, integ_time-1);
        LL_RTC_ClearFlag_ALR(RTC);
        LL_RTC_EnableIT_ALR(RTC);
        LL_EXTI_EnableIT_0_31(LL_EXTI_LINE_17);
        LL_EXTI_EnableRisingTrig_0_31(LL_EXTI_LINE_17);
        NVIC_SetPriority(RTC_Alarm_IRQn, 0x0F);
        NVIC_EnableIRQ(RTC_Alarm_IRQn);
        LL_RTC_EnableWriteProtection(RTC);
    }
}
// fim da definicao do tempo de integracao

// escrever a tempo no display
timer = LL_RTC_TIME_Get(RTC);
displaytime = integ_time - timer -1;
if (IT_buttonPressCount == 0){ //se o tempo de integracao for livre escre "--" no
display
        sprintf(strCopy,"Time:--");
        lcd_send_cmd (0x80|0x40);
        lcd_send_string(strCopy);
    }
    else if (stoptime == 0) {
        sprintf(strCopy,"Time:%2i", integ_time); //se nao iniciou a contagem,
escreve o tempo definindo
        lcd_send_cmd (0x80|0x40);
        lcd_send_string(strCopy);
    }
    else if (displaytime >= 0 && displaytime <= displaytime) { // se ja iniciou a contagem
escreve o tempo de forma regressiva
        sprintf(strCopy,"Time:%2i", displaytime);
        lcd_send_cmd (0x80|0x40);
        lcd_send_string(strCopy);
    }
}
//fim controle temporizador

// controle do botao SSR - Start Stop Reset
if(SSRin_button_LoEdge() == Bit_SET)
    {
        SSR_buttonPressCount = (SSR_buttonPressCount + 1) % 3;
    } // Incremente a variável de contagem do botao SSR

if (SSR_buttonPressCount == 0) { // Zerar a contagem de carga

```

```

        charge = 0.0;
        stopcharge=0;
        sprintf(strCopy,"Charge:%+.3E C", charge);
        lcd_send_cmd (0x80|0x14);
        lcd_send_string(strCopy);
    }
    else if (SSR_buttonPressCount == 1) { // da inicio a contagem de carga
        settime=0;
        sprintf(strCopy,"Charge:%+.3E C", charge);
        lcd_send_cmd (0x80|0x14);
        lcd_send_string(strCopy);
    }
    else if (SSR_buttonPressCount == 2) { // para a contagem de carga
        if (stopcharge == 0){
            charge_end = charge;
            stopcharge=1;
        }
        sprintf(strCopy,"Charge:%+.3E C", charge_end);
        lcd_send_cmd (0x80|0x14);
        lcd_send_string(strCopy);
    }
    // fim controle do botao SSR - Start Stop Reset

    /* USER CODE END WHILE */

    /* USER CODE BEGIN 3 */
}
/* USER CODE END 3 */
}

/**
 * @brief System Clock Configuration
 * @retval None
 */
void SystemClock_Config(void)
{
    RCC_OscInitTypeDef RCC_OscInitStruct = {0};
    RCC_ClkInitTypeDef RCC_ClkInitStruct = {0};
    RCC_PeriphCLKInitTypeDef PeriphClkInit = {0};

    /** Initializes the RCC Oscillators according to the specified parameters
     * in the RCC_OscInitTypeDef structure.
     */
    RCC_OscInitStruct.OscillatorType = RCC_OSCILLATORTYPE_HSE|RCC_OSCILLATORTYPE_LSE;
    RCC_OscInitStruct.HSEState = RCC_HSE_ON;
    RCC_OscInitStruct.HSEPredivValue = RCC_HSE_PREDIV_DIV1;
    RCC_OscInitStruct.LSEState = RCC_LSE_ON;
    RCC_OscInitStruct.HSIState = RCC_HSI_ON;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLState = RCC_PLL_ON;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLSource = RCC_PLLSOURCE_HSE;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLMUL = RCC_PLL_MUL9;
    if (HAL_RCC_OscConfig(&RCC_OscInitStruct) != HAL_OK)
    {
        Error_Handler();
    }

    /** Initializes the CPU, AHB and APB buses clocks
     */
    RCC_ClkInitStruct.ClockType = RCC_CLOCKTYPE_HCLK|RCC_CLOCKTYPE_SYSCLOCK
        |RCC_CLOCKTYPE_PCLK1|RCC_CLOCKTYPE_PCLK2;

```

```

RCC_ClkInitStruct.SYSCLKSource = RCC_SYSCLKSOURCE_PLLCLK;
RCC_ClkInitStruct.AHBCLKDivider = RCC_SYSCLK_DIV1;
RCC_ClkInitStruct.APB1CLKDivider = RCC_HCLK_DIV2;
RCC_ClkInitStruct.APB2CLKDivider = RCC_HCLK_DIV1;

if (HAL_RCC_ClockConfig(&RCC_ClkInitStruct, FLASH_LATENCY_2) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
PeriphClkInit.PeriphClockSelection = RCC_PERIPHCLK_RTC|RCC_PERIPHCLK_ADC;
PeriphClkInit.RTCClockSelection = RCC_RTCCCLKSOURCE_LSE;
PeriphClkInit.AdcClockSelection = RCC_ADCPCLK2_DIV6;
if (HAL_RCCEX_PeriphCLKConfig(&PeriphClkInit) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
}

/**
 * @brief ADC1 Initialization Function
 * @param None
 * @retval None
 */
static void MX_ADC1_Init(void)
{
    /* USER CODE BEGIN ADC1_Init 0 */

    /* USER CODE END ADC1_Init 0 */

    ADC_ChannelConfTypeDef sConfig = {0};

    /* USER CODE BEGIN ADC1_Init 1 */

    /* USER CODE END ADC1_Init 1 */

    /** Common config
    */
    hadc1.Instance = ADC1;
    hadc1.Init.ScanConvMode = ADC_SCAN_DISABLE;
    hadc1.Init.ContinuousConvMode = DISABLE;
    hadc1.Init.DiscontinuousConvMode = DISABLE;
    hadc1.Init.ExternalTrigConv = ADC_EXTERNALTRIGCONV_T3_TRGO;
    hadc1.Init.DataAlign = ADC_DATAALIGN_RIGHT;
    hadc1.Init.NbrOfConversion = 1;
    if (HAL_ADC_Init(&hadc1) != HAL_OK)
    {
        Error_Handler();
    }

    /** Configure Regular Channel
    */
    sConfig.Channel = ADC_CHANNEL_8;
    sConfig.Rank = ADC_REGULAR_RANK_1;
    sConfig.SamplingTime = ADC_SAMPLETIME_239CYCLES_5;
    if (HAL_ADC_ConfigChannel(&hadc1, &sConfig) != HAL_OK)
    {
        Error_Handler();
    }
    /* USER CODE BEGIN ADC1_Init 2 */

```

```

/* USER CODE END ADC1_Init 2 */

}

/**
 * @brief I2C1 Initialization Function
 * @param None
 * @retval None
 */
static void MX_I2C1_Init(void)
{

/* USER CODE BEGIN I2C1_Init 0 */

/* USER CODE END I2C1_Init 0 */

/* USER CODE BEGIN I2C1_Init 1 */

/* USER CODE END I2C1_Init 1 */
hi2c1.Instance = I2C1;
hi2c1.Init.ClockSpeed = 100000;
hi2c1.Init.DutyCycle = I2C_DUTYCYCLE_2;
hi2c1.Init.OwnAddress1 = 0;
hi2c1.Init.AddressingMode = I2C_ADDRESSINGMODE_7BIT;
hi2c1.Init.DualAddressMode = I2C_DUALADDRESS_DISABLE;
hi2c1.Init.OwnAddress2 = 0;
hi2c1.Init.GeneralCallMode = I2C_GENERALCALL_DISABLE;
hi2c1.Init.NoStretchMode = I2C_NOSTRETCH_DISABLE;
if (HAL_I2C_Init(&hi2c1) != HAL_OK)
{
Error_Handler();
}
/* USER CODE BEGIN I2C1_Init 2 */

/* USER CODE END I2C1_Init 2 */

}

/**
 * @brief RTC Initialization Function
 * @param None
 * @retval None
 */
static void MX_RTC_Init(void)
{

/* USER CODE BEGIN RTC_Init 0 */
#define CUBE_RTC_INIT

LL_APB1_GRP1_EnableClock(LL_APB1_GRP1_PERIPH_PWR);
LL_APB1_GRP1_EnableClock(LL_APB1_GRP1_PERIPH_BKP);
LL_PWR_EnableBkUpAccess();

if (LL_PWR_IsActiveFlag_SB() == 1)
{
LL_PWR_ClearFlag_SB();
LL_RTC_WaitForSynchro(RTC);
}
else

```

```

    {

        LL_RCC_LSE_Enable();

        while (LL_RCC_LSE_IsReady() != 1) {};

        LL_RCC_SetRTCClockSource(LL_RCC_RTC_CLKSOURCE_LSE);
        LL_RCC_EnableRTC();

        LL_RTC_InitTypeDef RTC_InitStruct = {0};
        LL_RTC_StructInit(&RTC_InitStruct);
        LL_RTC_Init(RTC, &RTC_InitStruct);

    }

#ifdef CUBE_RTC_INIT
/* USER CODE END RTC_Init 0 */

LL_RTC_InitTypeDef RTC_InitStruct = {0};

    LL_PWR_EnableBkUpAccess();
    /* Enable BKP CLK enable for backup registers */
    LL_APB1_GRP1_EnableClock(LL_APB1_GRP1_PERIPH_BKP);
    /* Peripheral clock enable */
    LL_RCC_EnableRTC();

/* USER CODE BEGIN RTC_Init 1 */

/* USER CODE END RTC_Init 1 */
/** Initialize RTC and set the Time and Date
 */
RTC_InitStruct.AsynchPrescaler = 0xFFFFFFFFU;
LL_RTC_Init(RTC, &RTC_InitStruct);
LL_RTC_SetAsynchPrescaler(RTC, 0xFFFFFFFFU);
/* USER CODE BEGIN RTC_Init 2 */
#endif

/* USER CODE END RTC_Init 2 */

}

/**
 * @brief TIM3 Initialization Function
 * @param None
 * @retval None
 */
static void MX_TIM3_Init(void)
{
/* USER CODE BEGIN TIM3_Init 0 */

/* USER CODE END TIM3_Init 0 */

TIM_ClockConfigTypeDef sClockSourceConfig = {0};
TIM_MasterConfigTypeDef sMasterConfig = {0};
TIM_OC_InitTypeDef sConfigOC = {0};

/* USER CODE BEGIN TIM3_Init 1 */

```

```

/* USER CODE END TIM3_Init 1 */
htim3.Instance = TIM3;
htim3.Init.Prescaler = 719;
htim3.Init.CounterMode = TIM_COUNTERMODE_UP;
htim3.Init.Period = 999;
htim3.Init.ClockDivision = TIM_CLOCKDIVISION_DIV1;
htim3.Init.AutoReloadPreload = TIM_AUTORELOAD_PRELOAD_ENABLE;
if (HAL_TIM_Base_Init(&htim3) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
sClockSourceConfig.ClockSource = TIM_CLOCKSOURCE_INTERNAL;
if (HAL_TIM_ConfigClockSource(&htim3, &sClockSourceConfig) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
if (HAL_TIM_OC_Init(&htim3) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
sMasterConfig.MasterOutputTrigger = TIM_TRGO_UPDATE;
sMasterConfig.MasterSlaveMode = TIM_MASTERSLAVEMODE_DISABLE;
if (HAL_TIMEx_MasterConfigSynchronization(&htim3, &sMasterConfig) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
sConfigOC.OCMode = TIM_OCMODE_TIMING;
sConfigOC.Pulse = 0;
sConfigOC.OCPolarity = TIM_OCPOLARITY_HIGH;
sConfigOC.OCFastMode = TIM_OCFAST_DISABLE;
if (HAL_TIM_OC_ConfigChannel(&htim3, &sConfigOC, TIM_CHANNEL_4) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
/* USER CODE BEGIN TIM3_Init 2 */

/* USER CODE END TIM3_Init 2 */

}

/**
 * Enable DMA controller clock
 */
static void MX_DMA_Init(void)
{
    /* DMA controller clock enable */
    __HAL_RCC_DMA1_CLK_ENABLE();

    /* DMA interrupt init */
    /* DMA1_Channel1_IRQn interrupt configuration */
    HAL_NVIC_SetPriority(DMA1_Channel1_IRQn, 0, 0);
    HAL_NVIC_EnableIRQ(DMA1_Channel1_IRQn);
}

/**
 * @brief GPIO Initialization Function
 * @param None
 * @retval None

```

```

*/
static void MX_GPIO_Init(void)
{
    GPIO_InitTypeDef GPIO_InitStructure = {0};

    /* GPIO Ports Clock Enable */
    __HAL_RCC_GPIOC_CLK_ENABLE();
    __HAL_RCC_GPIOD_CLK_ENABLE();
    __HAL_RCC_GPIOA_CLK_ENABLE();
    __HAL_RCC_GPIOB_CLK_ENABLE();

    /*Configure GPIO pin Output Level */
    HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, HV_S0_Pin|HV_S1_Pin|HV_S2_Pin|FB_S0_Pin
        |FB_S1_Pin|ADC_Trigger_Pin, GPIO_PIN_RESET);

    /*Configure GPIO pins : HV_S0_Pin HV_S1_Pin HV_S2_Pin FB_S0_Pin
        FB_S1_Pin ADC_Trigger_Pin */
    GPIO_InitStructure.Pin = HV_S0_Pin|HV_S1_Pin|HV_S2_Pin|FB_S0_Pin
        |FB_S1_Pin|ADC_Trigger_Pin;
    GPIO_InitStructure.Mode = GPIO_MODE_OUTPUT_PP;
    GPIO_InitStructure.Pull = GPIO_NOPULL;
    GPIO_InitStructure.Speed = GPIO_SPEED_FREQ_LOW;
    HAL_GPIO_Init(GPIOA, &GPIO_InitStructure);

    /*Configure GPIO pins : HV_BUTTON_Pin FB_BUTTON_Pin IT_BUTTON_Pin SSR_BUTTON_Pin */
    GPIO_InitStructure.Pin = HV_BUTTON_Pin|FB_BUTTON_Pin|IT_BUTTON_Pin|SSR_BUTTON_Pin;
    GPIO_InitStructure.Mode = GPIO_MODE_INPUT;
    GPIO_InitStructure.Pull = GPIO_PULLUP;
    HAL_GPIO_Init(GPIOB, &GPIO_InitStructure);
}

/* USER CODE BEGIN 4 */

//Chamada da função de callback do systick (1ms)
void HAL_SYSTICK_Callback()
{
    //Chama função de incremento de contadores da biblioteca de delay
    DelayIncCnt();
    Check_HVin_Values();
    Check_FBin_Values();
    Check_ITin_Values();
    Check_SSRin_Values();
}
//Verificação do estado das entradas digitais

// INICIO DO HV BUTTON
void Check_HVin_Values()
{
    static uint8_t cntTick;

    cntTick++;
    //A cada DEBOUNCE_DELAY_MS verifica o estado das entradas digitais
    if(cntTick >= DEBOUNCE_DELAY_MS)
    {
        cntTick = 0;
        HVin_Button_Val = HAL_GPIO_ReadPin(HV_BUTTON_GPIO_Port,HV_BUTTON_Pin);
    }
}
//Verifica a borda de descida na entrada HV_BUTTON

```

```

BitAction HVin_button_LoEdge(void)
{
    BitAction pin_value, old;
    static BitAction old_pin_value;

    pin_value = HVin_Button_Val;
    old = old_pin_value;
    old_pin_value = pin_value;

    if(pin_value != Bit_RESET)
    {
        return(Bit_RESET);
    }
    else if(old == Bit_RESET)
    {
        return(Bit_RESET);
    }
    else
    {
        return(Bit_SET);
    }
}
//FIM DO HV BUTTON

// INICIO DO FB BUTTON
void Check_FBin_Values()
{
    static uint8_t cntTick;

    cntTick++;
    //A cada DEBOUNCE_DELAY_MS verifica o estado das entradas digitais
    if(cntTick >= DEBOUNCE_DELAY_MS)
    {
        cntTick = 0;
        FBin_Button_Val = HAL_GPIO_ReadPin(FB_BUTTON_GPIO_Port,FB_BUTTON_Pin);
    }
}
//Verifica a borda de descida na entrada FB_BUTTON
BitAction FBin_button_LoEdge(void)
{
    BitAction pin_value, old;
    static BitAction old_pin_value;

    pin_value = FBin_Button_Val;
    old = old_pin_value;
    old_pin_value = pin_value;

    if(pin_value != Bit_RESET)
    {
        return(Bit_RESET);
    }
    else if(old == Bit_RESET)
    {
        return(Bit_RESET);
    }
    else
    {
        return(Bit_SET);
    }
}
}

```

```
//FIM DO FB BUTTON
```

```
// INICIO DO IT BUTTON
```

```
void Check_ITin_Values()
```

```
{
    static uint8_t cntTick;

    cntTick++;
    //A cada DEBOUNCE_DELAY_MS verifica o estado das entradas digitais
    if(cntTick >= DEBOUNCE_DELAY_MS)
    {
        cntTick = 0;
        ITin_Button_Val = HAL_GPIO_ReadPin(IT_BUTTON_GPIO_Port,IT_BUTTON_Pin);
    }
}
```

```
//Verifica a borda de descida na entrada IT_BUTTON
```

```
BitAction ITin_button_LoEdge(void)
```

```
{
    BitAction pin_value, old;
    static BitAction old_pin_value;

    pin_value = ITin_Button_Val;
    old = old_pin_value;
    old_pin_value = pin_value;

    if(pin_value != Bit_RESET)
    {
        return(Bit_RESET);
    }
    else if(old == Bit_RESET)
    {
        return(Bit_RESET);
    }
    else
    {
        return(Bit_SET);
    }
}
```

```
//FIM DO IT BUTTON
```

```
// INICIO DO SSR BUTTON
```

```
void Check_SSRin_Values()
```

```
{
    static uint8_t cntTick;

    cntTick++;
    //A cada DEBOUNCE_DELAY_MS verifica o estado das entradas digitais
    if(cntTick >= DEBOUNCE_DELAY_MS)
    {
        cntTick = 0;
        SSRin_Button_Val = HAL_GPIO_ReadPin(SSR_BUTTON_GPIO_Port,SSR_BUTTON_Pin);
    }
}
```

```
//Verifica a borda de descida na entrada SSR_BUTTON
```

```
BitAction SSRin_button_LoEdge(void)
```

```
{
    BitAction pin_value, old;
    static BitAction old_pin_value;

    pin_value = SSRin_Button_Val;
```

```

    old = old_pin_value;
    old_pin_value = pin_value;

    if(pin_value != Bit_RESET)
    {
        return(Bit_RESET);
    }
    else if(old == Bit_RESET)
    {
        return(Bit_RESET);
    }
    else
    {
        return(Bit_SET);
    }
}
//FIM DO SSR BUTTON

//inicio procedimento de leitura porta ADC
void HAL_ADC_ConvCpltCallback(ADC_HandleTypeDef *hadc) //callback de fim de conversao de um ponto
{
    readValue = HAL_ADC_GetValue(&hadc1);
    HAL_GPIO_TogglePin(GPIOA, GPIO_PIN_8); // Toggle the trigger output para verificar com osciloscopio

    // conversao da leitura 0-3.3V para corrente
    readValue3 = (float)readValue/4095*3.3; //leitura entre 0-3.3v, normaliza em 3.3V
    readValue10 = (float)(readValue3-1.65)/0.165; //leitura entre -10 to +10V
    current =(float)readValue10 * GAIN; //multiplica pelo ganho selecionavel

    // aplicacao do filtro MAF - MOVING AVERAGE FILTER
    sum = sum + current - buffer_filter[counter_filter];
    filter_out = sum / FILTER_LENGTH; // numero de pontos utilizados no filtro, variavel configurada
no inicio do codigo
    buffer_filter[counter_filter] = current;
    counter_filter++;
    if (counter_filter == FILTER_LENGTH)
        counter_filter = 0;

    //calculo da carga, a cada nova leitura da ADC (10ms) adiciona a carga a carga previa
    charge = charge + (filter_out * 0.01); // trigger da porta ADC configurado para 10ms, por conta disso
multiplica por 0.01
}
// fim procedimento conversao porta ADC

// inicio controle temporizador contagem carga, utilizando RTC
void RTC_Alarm_IRQHandler(void)
{
    if (LL_RTC_IsEnabledIT_ALR(RTC) != 0)
    {
        LL_RTC_ClearFlag_ALR(RTC);
        LL_RTC_WaitForSynchro(RTC);
        SSR_buttonPressCount = 2; //se estourar o tempo, faz o equivalente a pressionar o botao SSR e fazer o stop
        stoptime = 0;
    }
    /* Clear the EXTI's Flag for RTC Alarm */
    LL_EXTI_ClearFlag_0_31(LL_EXTI_LINE_17);
}
// fim controle temporizador

```

```

/* USER CODE END 4 */

/**
 * @brief This function is executed in case of error occurrence.
 * @retval None
 */
void Error_Handler(void)
{
  /* USER CODE BEGIN Error_Handler_Debug */
  /* User can add his own implementation to report the HAL error return state */
  __disable_irq();
  while (1)
  {
  }
  /* USER CODE END Error_Handler_Debug */
}

#ifdef USE_FULL_ASSERT
/**
 * @brief Reports the name of the source file and the source line number
 * where the assert_param error has occurred.
 * @param file: pointer to the source file name
 * @param line: assert_param error line source number
 * @retval None
 */
void assert_failed(uint8_t *file, uint32_t line)
{
  /* USER CODE BEGIN 6 */
  /* User can add his own implementation to report the file name and line number,
   ex: printf("Wrong parameters value: file %s on line %d\r\n", file, line) */
  /* USER CODE END 6 */
}
#endif /* USE_FULL_ASSERT */

```