



**MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
SECRETARIA DE EDUCAÇÃO PROFISSIONAL E TECNOLÓGICA
INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA
DO TOCANTINS - *CAMPUS* PALMAS
NDA CONTROLE E PROCESSOS INDUSTRIAIS
BACHARELADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**GÉFERSON RODRIGO SABINO SILVA
JOÃO EMANUEL CÂMARA CASTRO**

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE
ELETROCARDIOGRAMA DE BAIXO CUSTO**

**PALMAS - TO
2023**

GÉFERSON RODRIGO SABINO SILVA
JOÃO EMANUEL CÂMARA CASTRO

DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE
ELETROCARDIÓGRAFO DE BAIXO CUSTO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Elétrica do Curso de Engenharia Elétrica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Tocantins, *Campus* Palmas.

Orientador: Prof. Maxwell Moura Costa,
Dr.

PALMAS - TO
2023

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Bibliotecas do Instituto Federal do Tocantins

S586d Silva, Géferson Rodrigo Sabino
Desenvolvimento de um protótipo de eletrocardiógrafo de baixo
custo / Géferson Rodrigo Sabino Silva, João Emanuel Câmara
Castro. – Palmas, TO, 2023.
120 f. : il. color.

Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia
Elétrica) – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do
Tocantins, Campus Palmas, Palmas, TO, 2023.

Orientador: Dr. Maxwell Moura Costa

1. Eletrocardiograma. 2. Função cardíaca. 3. Telemedicina. I.
Castro, João Emanuel Câmara. II. Costa, Maxwell Moura III. . IV.
Título.

CDD 621

A reprodução total ou parcial, de qualquer forma ou por qualquer meio, deste documento é autorizada para fins
de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

**Elaborado pelo sistema de geração automática de ficha catalográfica do IFTO com os dados fornecidos
pelo(a) autor(a).**

GÉFERSON RODRIGO SABINO SILVA
JOÃO EMANUEL CÂMARA CASTRO

DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE
ELETROCARDIÓGRAFO DE BAIXO CUSTO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como
requisito para obtenção do Título de Bacharel
em Engenharia Elétrica do Curso de Engenharia
Elétrica do Instituto Federal de Educação, Ciência
e Tecnologia do Tocantins, *Campus* Palmas.

Data de Aprovação: 15 / 12 / 2023.

Banca Examinadora:



Prof. Maxwell Moura Costa, Dr.
IFTO - *Campus* Palmas
Orientador



Prof. Márcio Augusto Tamashiro, Dr.
IFTO - *Campus* Palmas
Avaliador



Prof. Wendell Eduardo Moura Costa, Dr.
IFTO - *Campus* Palmas
Avaliador

À Deus, nossas famílias e amigos.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradecemos a Deus por todas as oportunidades, pelo privilégio da vida e pela conclusão deste projeto.

Às nossas famílias que nos deram todo o suporte e motivação necessários para desenvolver este trabalho. O mais sincero agradecimento à confiança que o nosso orientador, professor Dr. Maxwell Moura Costa, depositou em nosso trabalho e capacidade, além de todo o auxílio prestado pelo professor Dr. Márcio Augusto Tamashiro, visando o aprimoramento do mesmo. Aos nossos amigos e colegas de curso Bernardo Souza Ferreira da Silva, Dónovan Pereira Jacobina, Marcos Felipe Venez Miranda e Matheus Ávila Mota pela amizade e ajuda nos momentos mais difíceis.

Aos professores que desempenharam de forma primorosa a condução da graduação em todas as suas áreas e também pela dedicação desempenhada durante esse ciclo. Somos gratos ao IFTO - Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Tocantins pela oportunidade.

“Prefiram a minha instrução à prata, e o conhecimento ao ouro puro, pois a sabedoria é mais preciosa do que rubis; nada do que vocês possam desejar compara-se a ela.”

Provérbios 8:10-11

RESUMO

De acordo com a Organização Pan-Americana da Saúde (OPAS/OMS), doenças cardiovasculares representam a maior causa de mortes no mundo, segundo dados de 2017. A Sociedade Brasileira de Cardiologia apresenta o eletrocardiograma (ECG) como o exame de alto padrão para o diagnóstico não invasivo das doenças cardíacas, entre elas a hipertensão arterial, doenças metabólicas, arritmias e outras. Este trabalho integra conceitos da Engenharia Eletrônica e da Engenharia Biomédica apresentando um sistema prototipado de um eletrocardiógrafo composto por um hardware para aquisição do sinal do ECG gerado pelo Arduino Uno. O hardware do dispositivo engloba circuitos de instrumentação, alimentação, sinalização visual e um sistema de gravação de dados contendo as últimas aferições em um cartão de memória.

Palavras-Chave: Eletrocardiograma. Função cardíaca. Telemedicina.

ABSTRACT

According to the Pan American Health Organization (PAHO/WHO), cardiovascular diseases represent the leading cause of death in the world, according to data from 2017. The Brazilian Society of Cardiology presents the electrocardiogram (ECG) as the high standard exam for the non-invasive diagnosis of heart diseases, including arterial hypertension, metabolic diseases, arrhythmias and others. This work integrates concepts from Electronic Engineering and Biomedical Engineering, presenting a prototyped system of an electrocardiograph composed of hardware for acquiring the ECG signal generated by the Arduino Uno. The device's hardware includes instrumentation circuits, power supply, visual and a data recording system containing the latest measurements on a memory card.

Keywords: Electrocardiogram. Cardiac Function. Telemedicine.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1.1 – Projeção da população brasileira – IBGE.	22
Figura 1.2 – Renda média no Brasil, 2012-2019.	23
Figura 1.3 – Taxa de ocupação (%) de leitos de UTI COVID-19 para adultos no Brasil em 2020-2022.	25
Figura 1.4 – Taxa de ocupação (%) de leitos UTI Covid-19 no Brasil em 2020/2022.	26
Figura 1.5 – Exemplos de eletrocardiogramas utilizados em hospitais.	27
Figura 1.6 – Monitor de sinal de ECG e frequência cardíaca com eletrodo utilizando o AD8232 da SparkFun.	29
Figura 1.7 – Cyton Biosensing Board v3-32 Bits da OpenBCI que captura sinais de EEG, EMG e ECG.	29
Figura 2.1 – Estrutura do coração e fluxo do sangue pelas câmaras e valvas cardíacas.	31
Figura 2.2 – Potenciais de ação rítmicos da fibra de Purkinje e de fibra muscular ventricular registrados por meio de microelétrodos.	32
Figura 2.3 – Formas de ondas de potenciais de ação em diferentes células especiali- zadas na via condutora de um coração normal e sua contribuição com codificação de cores para o ECG de superfície.	33
Figura 2.4 – Período completo de um sinal padrão do Eletrocardiograma.	34
Figura 2.5 – Diagrama de blocos de um circuito típico de aquisição do sinal de ECG com 12 derivações.	35
Figura 2.6 – Ilustração do Triângulo de Einthoven.	35
Figura 2.7 – Locais utilizados na inserção dos 9 eletrodos restantes para obter as 12 derivações.	36
Figura 2.8 – Circuito elétrico de aquisição do sinal de ECG.	36
Figura 2.9 – Diagrama do circuito de aquisição do ECG.	37
Figura 2.10–Circuito Driver de Perna Direita.	38
Figura 2.11–ProCentral HealthyPi v4.	39
Figura 2.12–Telas de Conexão, Monitoramento Geral e Monitoramento da Frequência Cardíaca em Tempo Real, respectivamente, do aplicativo HealthyPi v4.	40
Figura 2.13–Tela de Monitoramento em Tempo Real do servidor web da HealthyPi v4.	40
Figura 2.14–Diagrama de Blocos Funcional do IC ADS1292, da fabricante Texas Instruments.	41
Figura 2.15–Representação da aquisição do sinal de entrada na forma Simples e na forma Diferencial em relação a tensão de referência do CI, V_{REF}	41
Figura 2.16–Representação dos limites para o sinal de análise nos dois Modos. . . .	42
Figura 2.17–Filtro RC na saída do PGA.	42

Figura 2.18–Taxa Total de Distorção Harmônica do Sinal em função da Capacitância do Capacitor C_{FILTER} do Filtro <i>Anti-Aliasing</i> na saída do PGA. . . .	43
Figura 2.19–Circuito elétrico de aquisição e tratamento do sinal de ECG, referente a HeathPi v.4.	44
Figura 2.20–ProCentral HealthyPi v4, com destaque no CI ADS1292R em verde, e o conector SMD fêmea PJ-320A, em vermelho.	45
Figura 2.21–Impedância elétrica total do corpo humano.	47
Figura 2.22–Possíveis caminhos para a corrente elétrica no corpo humano.	47
Figura 2.23–Gráfico da zona tempo/corrente.	49
Figura 2.24–Circuito de um Amplificador de Instrumentação típico.	50
Figura 2.25–Filtros Passa-Altas Sallen-Key de 2ª Ordem com resistências iguais e ganho de tensão unitário.	52
Figura 2.26–Filtros Passa-Baixas Sallen-Key de 2ª Ordem com resistências iguais e ganho de tensão unitário.	53
Figura 2.27–Filtro Rejeita-Faixa topologia Sallen-Key ou Filtro Notch Duplo-T. . .	54
Figura 2.28–Filtro Rejeita-Faixa topologia Bainter ou Filtro Bainter Notch.	55
Figura 2.29–Diagrama funcional do Amplificador Isolador AD202.	56
Figura 2.30–Diagrama funcional do Amplificador Isolador AMC1100.	57
Figura 2.31–Diagrama funcional do CI 3650/3652 a esquerda e modelo simplificado do amplificador isolador, a direita.	58
Figura 2.32–Primeiro circuito de proteção do eletrocardiógrafo proposto por Bansod e Barsaiyan, projetado pela Texas Instruments.	60
Figura 3.1 – Fluxograma contendo o circuito que será implementado no protótipo. .	61
Figura 3.2 – Faixas da Frequência de Biossinais como o EMG, ECG e EEG, segundo a Texas Instruments.	62
Figura 3.3 – Efeitos inerentes a aquisição do Sinal de ECG, sendo (a) Interferência de Corrente Alternada (CA), (b) Linha de Base Irregular, (c) Contração Muscular e (d) Desvio da Linha de Base.	63
Figura 3.4 – Modelo elétrico a impedância total levando em consideração: Eletrodo (<i>Electrode</i>), Gel do Eletrodo (<i>Electrode Gel</i>), Epiderme (<i>Epidermis</i>) e por fim Derme e Camada subcutânea (<i>Dermis and Subcutaneous layer</i>) de um ser humano.	64
Figura 3.5 – Esquema do Gerador do Sinal Cardíaco utilizando o módulo de desenvolvimento Arduino Uno com o Filtro Passa-Baixas passivo na saída de seus terminais.	65
Figura 3.6 – Diagrama de blocos do circuito de aquisição do sinal de ECG a ser implementado.	66
Figura 3.7 – Amplificador de Instrumentação AD620 com o estágio de proteção contra Sobre-tensão e Filtro de proteção contra Interferência de RF.	67

Figura 3.8 – Circuito do <i>Driver</i> de Perna Direita.	69
Figura 3.9 – Filtro Ativo Passa-Altas Sallen-Key de 2ª Ordem referente ao Estágio de Filtragem do sinal, possuindo uma $f_c = 0,1$ Hz e ganho de 1,22 V/V.	69
Figura 3.10–Filtro Ativo Passa-Baixas Sallen-Key de 2ª Ordem referente ao Estágio de Filtragem do sinal, possuindo uma $f_c = 143,15$ Hz e ganho unitário.	70
Figura 3.11–Diagrama de Bode para o Filtro Passa-Altas projetado.	72
Figura 3.12–Diagrama de Bode para o Filtro Passa-Baixas projetado.	73
Figura 3.13–Amplificador Operacional na configuração inversora com ganho unitário.	73
Figura 3.14–Circuito da Tensão de <i>Offset</i> , que oferece uma tensão de $-0,5434V_{CC}$ composto pelo divisor de tensão resistivo em conjunto com um ampli- ficador operacional na configuração de <i>buffer</i>	74
Figura 3.15–Amplificador Operacional na configuração Somador Inversor que irá condicionar o sinal de ECG para que seja recebido pelo ADC do módulo ESP-WROOM-32D.	74
Figura 3.16–Capacitores de Desacoplamento C1, C2, C3 e C4 para linhas de ali- mentação.	75
Figura 3.17–Módulo ESP-WROOM-32 com sua pinagem ao lado.	75
Figura 3.18–Kit de Desenvolvimento ESP-WROOM-32D.	76
Figura 3.19–Esquemático do Módulo B0505S.	77
Figura 3.20–Esquema de ligação do Amplificador Isolador AMC1100.	78
Figura 3.21–Circuito do módulo de driver Buzzer que será acionado pelo MCU.	78
Figura 3.22–Módulo Buzzer utilizado.	78
Figura 3.23–Módulo da Memória de Massa que armazenará os dados dos sinais vitais via interface SPI.	79
Figura 3.24–Módulo de Gravação em Memória de Massa.	79
Figura 4.1 – Circuito com as etapas do Amplificador de Instrumentação, Filtragem e Condicionamento do protótipo de Eletrocardiógrafo.	81
Figura 4.2 – Sinais de ECG inseridos no AD620.	82
Figura 4.3 – Sinal de ECG na saída S6.	82
Figura 4.4 – Diagrama de Bode do Filtro Passa-Altas implementado.	83
Figura 4.5 – Diagrama de Bode do Filtro Passa-Baixas implementado.	83
Figura 4.6 – Arranjo diferencial para o AD620 com ganho unitário.	84
Figura 4.7 – Comparação entre os sinais de entrada e a saída do AD620.	84
Figura 4.8 – Arranjo diferencial para o INA117 com ganho unitário.	85
Figura 4.9 – Comparação entre os sinais de entrada e a saída do INA117.	85
Figura 4.10–Montagem do Protótipo do Circuito.	86
Figura 4.11–Medição do sinal de ECG enviado pelo Arduino UNO para o INA117 pela porta 10.	86
Figura 4.12–Visualização do sinal emitido pela porta 10.	87

Figura 4.13–Medição do sinal de ECG enviado pelo Arduino UNO para o INA117 pela porta 9.	87
Figura 4.14–Visualização do sinal emitido pela porta 9.	88
Figura 4.15–Medição do sinal de ECG na saída do INA117.	88
Figura 4.16–Visualização do sinal na saída do INA117.	89
Figura 4.17–Medição do sinal de ECG na saída do Filtro Passa-Altas de 2 ^a ordem. . .	89
Figura 4.18–Visualização do sinal na saída do Filtro Passa-Altas de 2 ^a ordem. . . .	90
Figura 4.19–Medição do sinal de ECG na saída do Filtro Passa-Baixas de 2 ^a ordem. .	90
Figura 4.20–Visualização do sinal na saída do Filtro Passa-Baixas de 2 ^a ordem. . .	91
Figura 4.21–Medição do sinal de ECG na saída do Amplificador Inversor.	91
Figura 4.22–Visualização do sinal na saída Amplificador Inversor.	92
Figura 4.23–Medição do sinal de ECG na saída do Circuito de Tensão de Offset de -0,5434V _{CC}	92
Figura 4.24–Visualização do sinal na saída do Circuito de Tensão de Offset de - 0,5434V _{CC}	93
Figura 4.25–Esquemático do Amplificador Somador Inversor implementado.	93
Figura 4.26–Medição do sinal de ECG na saída do Amplificador Somador Inversor. . .	94
Figura 4.27–Visualização do sinal na saída do Amplificador Somador Inversor. . . .	94
Figura 4.28–Esquemático do Amplificador Isolador.	95
Figura 4.29–Medição do sinal de ECG na saída do Amplificador Isolador.	95
Figura 4.30–Visualização do sinal na saída do Amplificador Isolador.	95
Figura 5.1 – Andamento do Projeto.	96
Figura C.1 – Representação do sistema proposto com o protótipo a esquerda, e todo o conjunto de <i>Back-end</i> e <i>Front-end</i> a direita.	111
Figura C.2–Esquema de estrutura simplificada da comunicação MQTT.	112
Figura C.3–Esquema QoS 0: entrega no máximo uma vez.	113
Figura C.4–Esquema QoS 1: entrega pelo menos uma vez.	113
Figura C.5–Esquema QoS 2: entrega exatamente uma vez.	114
Figura C.6–Esquema de integração API com base de dados.	115
Figura C.7–Estrutura de Tabelas base para a construção do banco de dados no MongoDB.	115
Figura C.8–Estrutura da Aplicação WEB.	116
Figura C.9– <i>Design</i> da Tela de Login do aplicativo <i>HeathLab</i>	117
Figura C.10– <i>Design</i> da Tela de Cadastro do Usuário.	118
Figura C.11– <i>Design</i> do Painel Principal.	119
Figura C.12– <i>Design</i> do Painel Principal do aplicativo <i>HealthLab</i>	119
Figura C.13– <i>Design</i> da Aba de Prontuário.	120
Figura C.14– <i>Design</i> da Aba de Medição.	120
Figura C.15– <i>Design</i> da Tela de Instruções.	121

Figura C.16– <i>Design</i> da Tela de Conexão.	121
Figura C.17–Estrutura da Aplicação WEB.	122

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Ondas que compõem o sinal do ECG.	34
Tabela 2.2 – Porcentagem da corrente no coração.	48
Tabela 2.3 – Efeito da corrente elétrica (60 Hz, 1 s).	48
Tabela 2.4 – Zona tempo/corrente em C.A. para 15 Hz até 100 Hz.	49
Tabela 2.5 – Fontes de Transientes de Entrada e sua magnitude de tensão típica. . .	59
Tabela 3.1 – Faixas de Frequências do Sinal do Eletrocardiograma segundo alguns autores.	63
Tabela 3.2 – Comparação entre MCUs utilizados por Zanon (2020), Silva (2018) e Silva (2015), respectivamente.	76
Tabela 3.3 – Designação de pinos da placa de desenvolvimento do ESP-WROOM-32D. .	77

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADC	<i>Analog-to-Digital Converter</i> (Conversor Analógico-Digital)
AIVD	Atividades Instrumentais de Vida Diária
AOP	Amplificador Operacional
API	<i>Application Programming Interface</i> (Interface de Programação de Aplicação)
BLE	<i>Bluetooth Low Energy</i> (Bluetooth de Baixo Consumo)
CMRR	<i>Common Mode Rejection Ratio</i> (Razão de Rejeição em Modo Comum)
CSS	<i>Cascading Style Sheets</i> (Folhas de Estilo em Cascata)
DAC	<i>Digital-to-Analog Converter</i> (Conversor Digital-Analógico)
DCNT	Doenças Crônicas Não Transmissíveis
DIN	<i>Deutsches Institut für Normung</i> (Instituto Alemão de Normalização)
ECG	<i>Electrocardiogram</i> (Eletrocardiograma)
EEG	<i>Electroencephalogram</i> (Eletroencefalograma)
EMAD	Equipe Multiprofissional de Atenção Domiciliar
EMAP	Equipes Multiprofissionais de Apoio
EMG	<i>Electromyography</i> (Eletromiografia)
ESD	<i>Electrostatic Discharge</i> (Descarga Eletrostática)
ESU	<i>Electrosurgical RF Units</i> (Unidades de Radiofrequência Eletrocirúrgicas)
<i>Home Care</i>	Termo em inglês utilizado para descrever cuidados domiciliares
GCC	<i>GNU Compiler Collection</i> (Coleção de Compiladores GNU)
HTML	<i>HyperText Markup Language</i> (Linguagem de Marcação de HiperTextos)
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística;
IC	<i>Intregrated Circuit</i> (Circuito Integrado)
IDE	<i>Integrated Development Environment</i> (Ambiente de Desenvolvimento Integrado)

IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i> (Comissão Eletrotécnica Internacional)
IEEE	<i>Institute of Electrical and Electronic Engineers</i> (Instituto de Engenheiros Eletricistas e Eletrônicos)
IFTO	Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Tocantins
IHM	Interface Homem-Máquina
IMRR	<i>Isolation Mode Rejection Ratio</i> (Razão de Rejeição em Modo de Isolamento)
INA	<i>Instrumentation Amplifier</i> (Amplificador de Instrumentação)
IoT	<i>Internet of Things</i> (Internet das Coisas)
LED	<i>Light-Emitting Diode</i> (Diodo Emissor de Luz)
MFB	<i>Multiple-Feedback</i> (Realimentação Múltipla)
MQTT	<i>Message Queue Telemetry Transport</i>
MUX	Multiplexador
OMS	Organização Mundial da Saúde
OTA	<i>Over-The-Air</i>
PCI	Placa de Circuito Impresso
PNS	Pesquisa Nacional de Saúde
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i> (Modulação por Largura de Pulso)
QoS	<i>Quality of Service</i> (Qualidade de Serviço)
RAS-SUS	Rede de Atenção de Saúde do Sistema Único de Saúde
RF	Radiofrequência (Banda disponibilizada para sinais com frequências de 3 kHz a 300 GHz)
SAD	Serviço de Atenção Domiciliar
TBJ	Transistores Bipolares de Junção
TVS	<i>Transient Voltage Suppressor</i> (Diodo do tipo Supressor de Tensão Transitória)
UI	<i>User Interface</i> (Interface de Usuário)

UL	<i>Underwriters Laboratories</i> (Laboratórios de Subscritores - Organização fundada em 1.894 nos Estados Unidos da América, responsável pela certificação de produtos e sua segurança)
URL	<i>Uniform Resource Locator</i> (Localizador Uniforme de Recursos)
VCVS	<i>Voltage-Controlled Voltage Source</i> (Fonte de Tensão Controlada por Tensão)
VREF	<i>Voltage Reference</i> (Referência de Tensão)

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
1.1	Contextualização	21
1.2	Problemas da Pesquisa	23
1.3	Justificativa	24
1.4	Objetivos	30
1.4.1	Objetivo geral	30
1.4.2	Objetivos Específicos	30
1.5	Estrutura do Trabalho	30
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	31
2.1	Eletrocardiograma	31
2.1.1	O Músculo Cardíaco	31
2.1.2	A Eletrocardiografia e Dispositivos Desenvolvidos	33
2.2	Normas aplicadas a Equipamentos Médicos Hospitalares	45
2.3	Condicionamento do Sinal de Eletrocardiograma	49
2.3.1	O Amplificador de Instrumentação	49
2.3.2	Filtro Passa-Altas Utilizado	51
2.3.3	Filtro Passa-Baixas Utilizado	53
2.3.4	Filtro Rejeito-Faixa Utilizado	54
2.4	Proteção do Eletrocardiograma	55
2.4.1	O Amplificador Isolador	55
2.4.2	Circuitos de Proteção para Eletrocardiógrafos	58
3	PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS	61
3.1	Projeto de Hardware	61
3.1.1	Estrutura do Protótipo	61
3.1.2	Circuito de Aquisição do Sinal de ECG	61
3.1.3	Arquitetura e Circuito do Microcontrolador Utilizado	75
3.1.4	Circuito de Alimentação e Isolação	77
3.1.5	Circuito de Sinalização Sonora	78
3.1.6	Circuito de Armazenamento dos Dados	78
3.2	Projeto de Software	79
3.2.1	Estrutura do Algoritmo do Gerador de Sinal Cardíaco	79
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	81
4.1	Simulação Computacional do Circuito	81

4.2	Simulação Prática do Circuito	84
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	96
5.1	Trabalhos futuros	97
	REFERÊNCIAS	99
	APÊNDICE A – CÓDIGO DE GERAÇÃO DO SINAL DE ECG DESENVOLVIDO NO ARDUINO IDE	106
	APÊNDICE B – ESQUEMÁTICO COMPLETO DO PROTÓTIPO DO ELETROCARDIÓGRAFO	108
	APÊNDICE C – SUGESTÕES PARA PROJETO DE SOFT- WARE	111
C.1	Projeto de Software	111
C.1.1	Estrutura de Interação Hardware-Software	111
C.1.2	Protocolo MQTT e Broker Utilizado	112
C.1.3	<i>Back-end</i> : API e Banco de Dados	114
C.1.4	<i>Front-end</i> da Aplicação WEB	115

1 INTRODUÇÃO

1.1 Contextualização

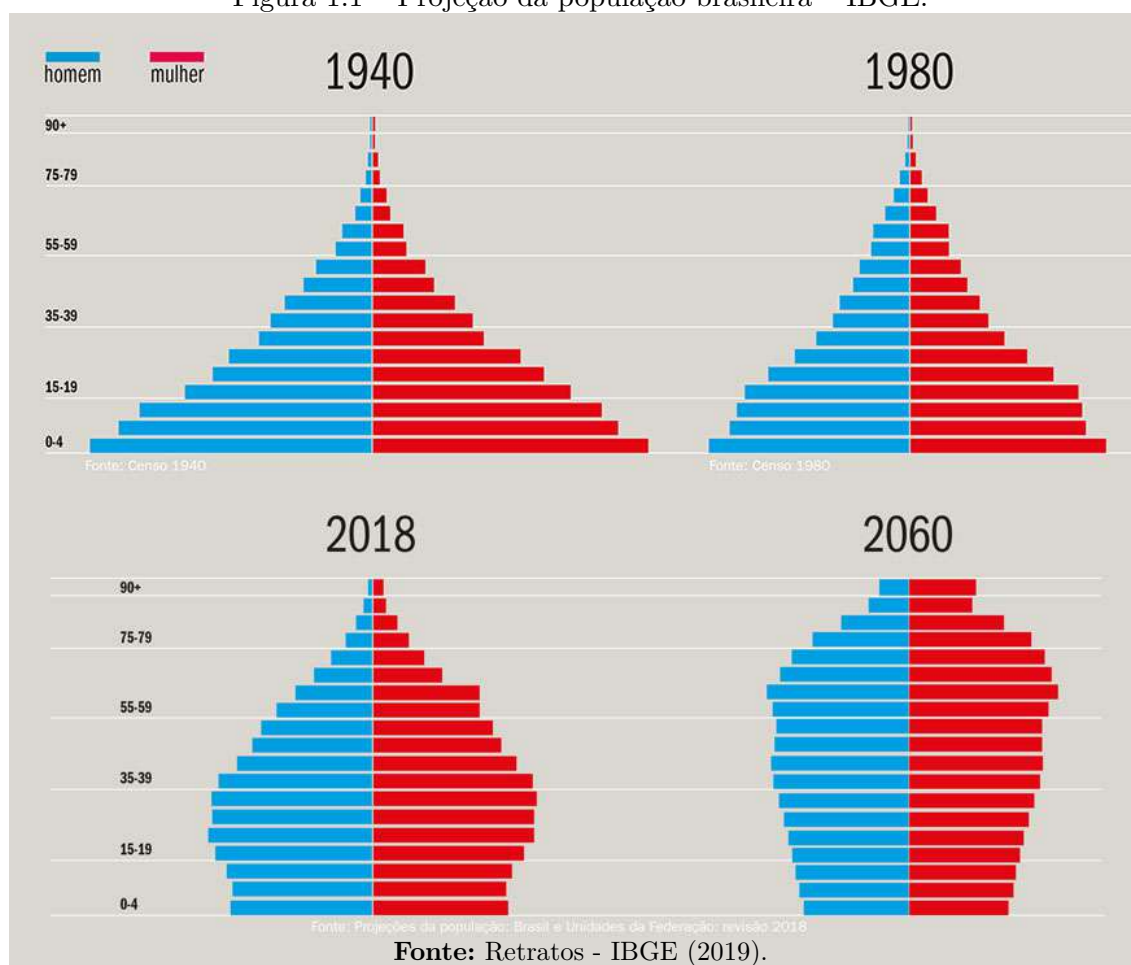
As mudanças no perfil epidemiológico, considerando demandas e necessidades da população relacionadas a acesso, qualidade, efetividade e custo das ações de saúde fundamentam a definição de estratégias para implantação, monitoramento e avaliação da Rede de Atenção de Saúde do Sistema Único de Saúde (RAS-SUS) e a disponibilização dos recursos tecnológicos correspondentes. A estes fundamentos está agregado o propósito de organizar serviços de atenção à saúde, de forma descentralizados e articulados por nível de complexidade (ALMEIDA, 2019).

É parte dos serviços de saúde a utilização do termo “qualidade”, assim como sua frequente aplicação. Tal termo é conceituado como o grau de adequação ou excelência alcançado na execução das ações e dos serviços, medido por meio de comparação com parâmetros apropriados (MELO; VERDI; SILVA, 2017).

Diversas doenças exigem cuidados preventivos, demandando ao paciente a necessidade de locomoção a um local adequadamente equipado para o atendimento e acompanhamento. Por meio dos avanços tecnológicos, equipamentos capazes de realizar a medição dos sinais vitais fora do ambiente hospitalar foram disponibilizados para acesso doméstico. Exemplo disso, pode-se citar: aparelhos de pressão, oxímetros de pulso, termômetros digitais, entre outros (SILVA, 2018). Os referidos dispositivos servem de suporte ao sistema de saúde e aos profissionais da área com a leitura das medições, reforçando as informações do diagnóstico.

Segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística - IBGE (2019), a população idosa brasileira tende a crescer nas próximas décadas, como aponta a Projeção da População, do IBGE, atualizada em 2018 (Figura 1.1). A relação entre a porcentagem de idosos e de jovens é chamada de “índice de envelhecimento”, que deve aumentar de 43,19%, em 2018, para 173,47%, em 2060.

Figura 1.1 – Projeção da população brasileira – IBGE.



De acordo com a Pesquisa Nacional de Saúde (PNS), idosos apresentam limitações funcionais para realizar as Atividades Instrumentais de Vida Diária (AIVD), que são tarefas básicas, como fazer compras, administrar as finanças, tomar remédios, utilizar meios de transporte, usar o telefone e realizar trabalhos domésticos (IBGE, 2019).

O equilíbrio entre saúde e doença é alterado durante o período de envelhecimento, ocorrendo aumento na fragilidade e vulnerabilidade física e emocional de alguns idosos. A fragilidade nos idosos torna-os suscetíveis a terem doenças crônicas que limitam suas atividades cotidianas, apresentam alterações biológicas e diminuição da capacidade imunológica, assim como limitações vasculares, neurológicas e sensoriais.

O problema desencadeado pelas Doenças Crônicas Não Transmissíveis (DCNT) é considerado um problema global, além de uma ameaça à saúde e ao desenvolvimento humano (SANTANA et al., 2014). Assim, medidas preventivas podem ser avaliadas de modo a contribuir para o reconhecimento de alguma dessas DCNT, tardando e talvez eliminando seu surgimento.

De acordo com a Organização Pan-Americana da Saúde (OPAS/OMS), doenças cardiovasculares representam a maior causa de mortes no mundo, mostrando que em 2017 cerca de 31% de todos os óbitos em nível global estavam nesta categoria de enfer-

midades (OPAS, 2021). A Sociedade Brasileira de Cardiologia apresenta o eletrocardiograma (ECG) como o exame de alto padrão para o diagnóstico não invasivo das doenças cardíacas, entre elas a hipertensão arterial, doenças metabólicas, arritmias e outras. Outra aplicação do eletrocardiograma está nas avaliações dos atletas de alto nível, onde são submetidos a uma ergoespirometria, para análise cardiovascular, respiratório, vascular pulmonar e muscular esquelético diante do estresse físico, e por meio dos resultados podem ser propostas melhorias nos treinamentos visando o alto desempenho em competições (ARAÚJO, 2017).

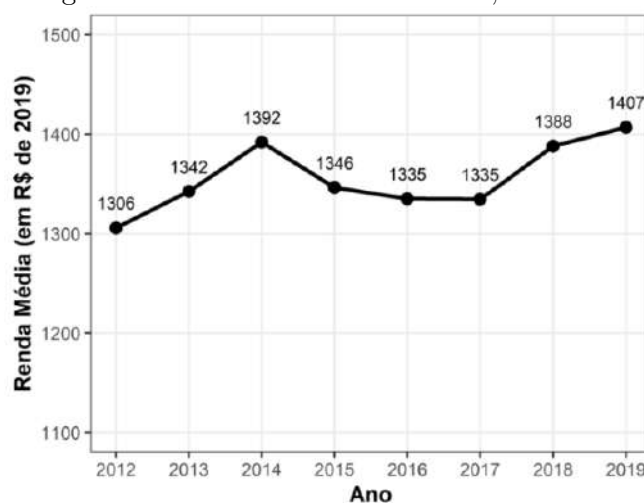
Para situações de pessoas idosas e/ou com mobilidade reduzida e/ou com doenças crônicas, a possibilidade de monitoramento dos sinais eletrocardiográficos em local alternativo ao ambiente hospitalar, podendo construir um histórico da pessoa/paciente e compartilhá-lo com a equipe médica, proporciona melhor assistência e comodidade, além de abrir caminhos para aperfeiçoamento das ferramentas tecnológicas da saúde e os serviços de telemedicina e consultas presenciais.

1.2 Problemas da Pesquisa

Para pessoas com mobilidade reduzida e que desejam atendimento ou acompanhamento médico em ambiente alternativo ao hospitalar, o equipamento de monitoramento de ECG com capacidade de compartilhamento de informações é uma solução aplicável.

Contudo, a aquisição destes equipamentos é seletiva por renda, pois, no primeiro semestre de 2022, a faixa de preço do eletrocardiógrafo no mercado brasileiro estava variando de R\$ 1.900,00 a R\$ 13.200,00, aproximadamente, enquanto a renda média das famílias brasileiras, em 2019, era de R\$ 1.407,00, conforme a Figura 1.2.

Figura 1.2 – Renda média no Brasil, 2012-2019.



Fonte: Blog DADOS - IESP, UERJ (BARBOSA; FERREIRA DE SOUZA; SOARES 2020).

1.3 Justificativa

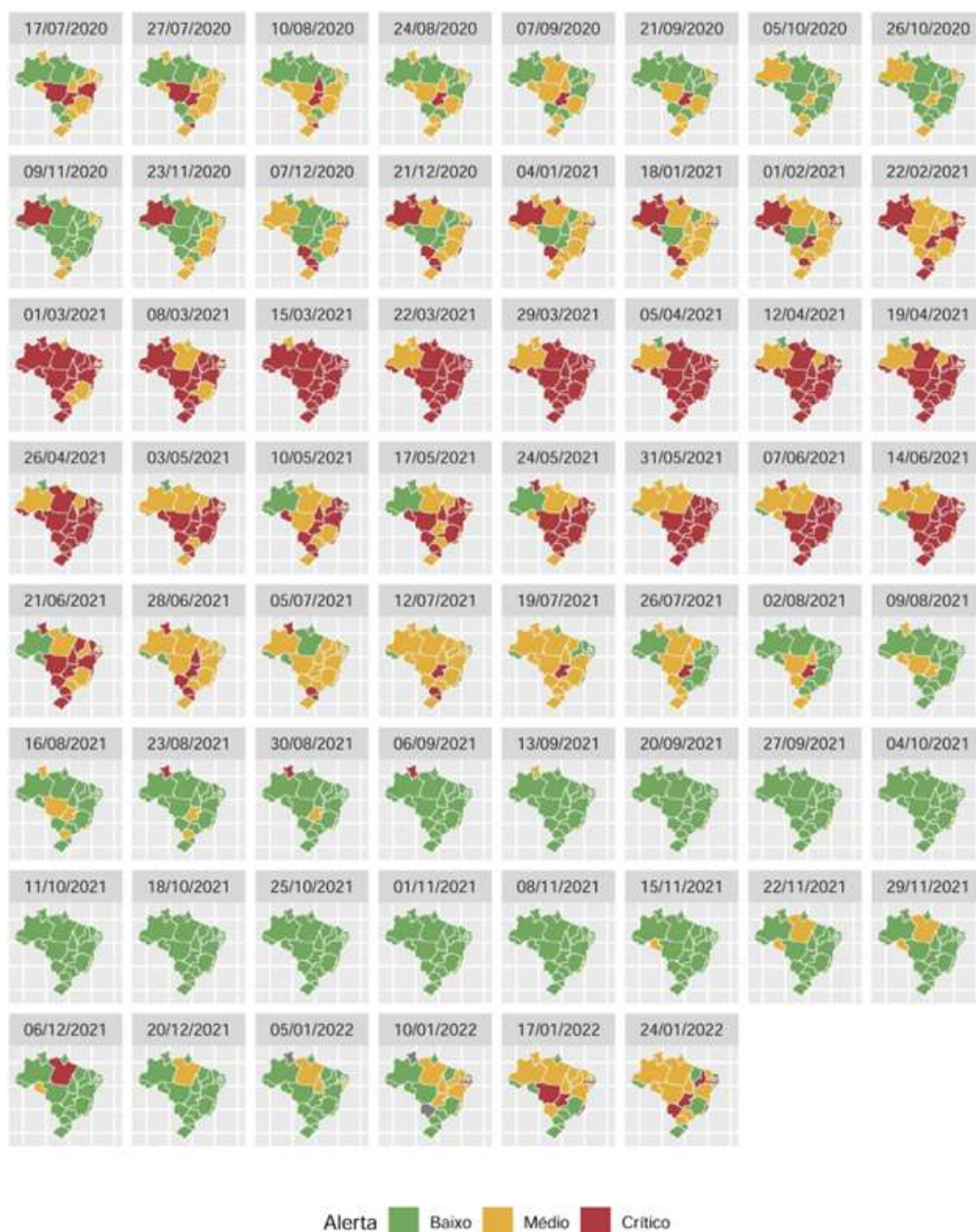
A autonomia física e a capacidade de locomoção irrestrita são características do estado saudável de uma pessoa. A mobilidade é fundamental para a execução das decisões tomadas (independência funcional), é responsável pelo deslocamento do indivíduo e manipulação do meio em que se encontra (MORAES, 2012). No decorrer dos anos, os idosos tendem a perder sua autonomia física e a reduzir sua capacidade de locomoção. O mesmo pode acontecer com pessoas com deficiências diversas, ou até mesmo crianças, o que pode dificultar, podendo até impossibilitar, que acessem os estabelecimentos de saúde (SILVA, 2018).

O bem-estar, a comodidade e a resolução de um problema para as pessoas são os focos dos investimentos em pesquisas e projetos das engenharias. Neste sentido, a engenharia biomédica concentra-se no desenvolvimento de técnicas que serão implantadas na prevenção, diagnóstico e tratamento de doenças, além do desenvolvimento de equipamentos e próteses mais modernas e adequadas ao corpo humano (SBEB, 2017).

O cuidado com a saúde pode ser apresentado como, a atenção voltada ao corpo humano por meio de exercícios físicos, exames rotineiros e especializados e acompanhamento médico na prevenção e tratamento de anormalidades diagnosticadas. O conceito de prevenção de doenças é baseado na epidemiologia, isto é, a ciência que estuda a distribuição e os determinantes dos problemas de saúde (fenômenos e processos associados) em populações humanas, destinando-se à detecção, controle e enfraquecimento dos fatores de risco de enfermidades (BUSS, 2003). E, define-se tratamento como o conjunto de meios (terapias) empregados visando extinguir uma doença ou proporcionar ao doente cuidados paliativos (REZENDE, 2010).

Nos últimos 20 anos, segundo Oliveira (2020), doenças como Influenza A (H1N1), COVID-19, Ebola, Febre Amarela, Zika Vírus, Chikungunya, Dengue, Febre do Nilo Ocidental (FNO), SARS e MERS-Cov foram registradas com o mesmo agente causador (vírus), ocasionando diferentes níveis de gravidade e impacto social. No âmbito dos impactos sociais, destaca-se o sistema de saúde público do Brasil, que enfrenta o maior impacto ao cuidar da maioria dos afetados por doenças, podendo resultar em níveis de superlotação, como evidenciado nos casos de COVID-19, conforme ilustrado nas Figuras 1.3 e 1.4.

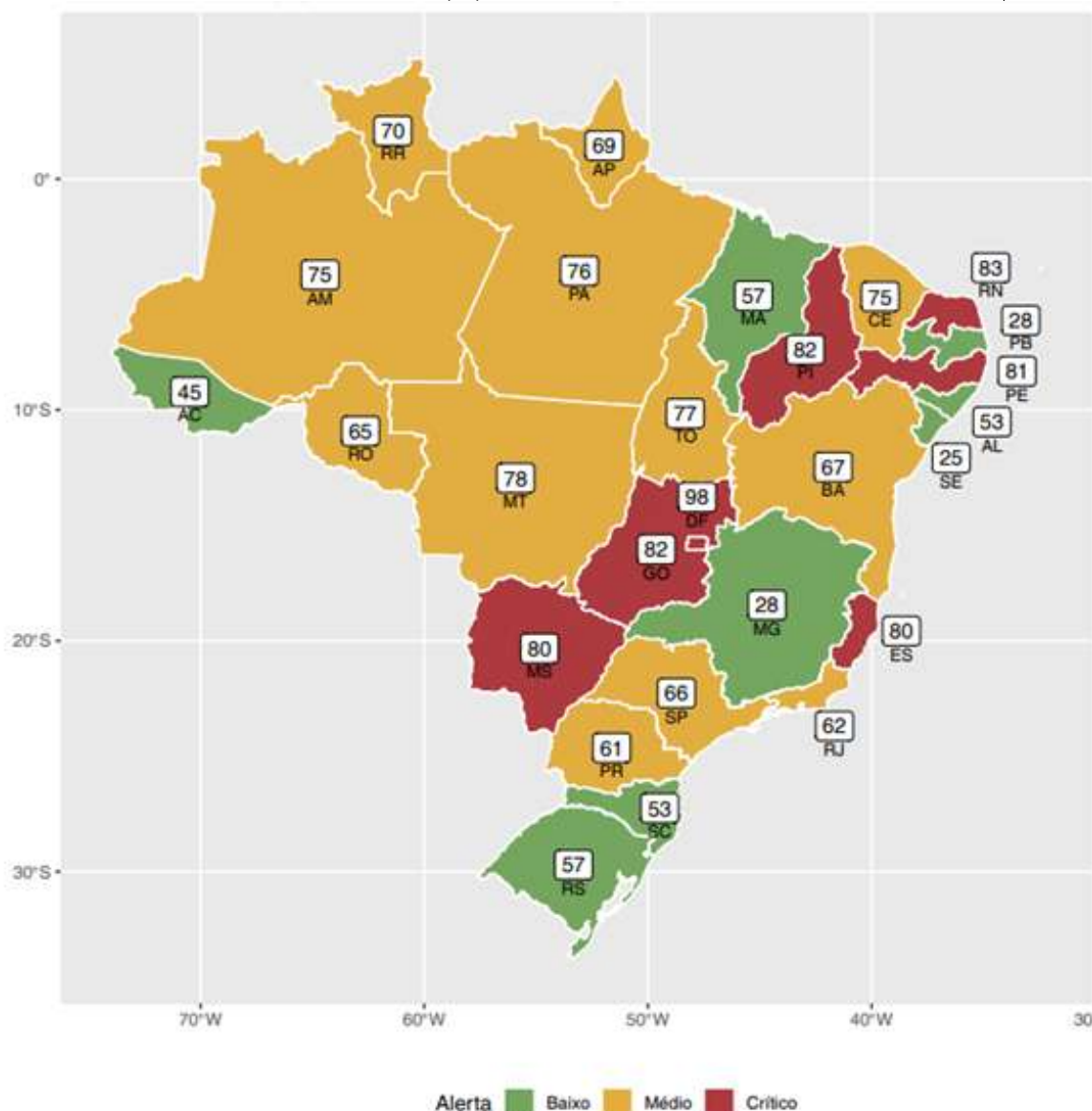
Figura 1.3 – Taxa de ocupação (%) de leitos de UTI COVID-19 para adultos no Brasil em 2020-2022.



Nota: Os estados de MS e RR estão com a cor cinza pela ausência da disponibilidade de dados no dia da coleta.

Fonte: Observatório Covid-19/Fiocruz (2022).

Figura 1.4 – Taxa de ocupação (%) de leitos UTI Covid-19 no Brasil em 2020/2022.



Fonte: Observatório Covid-19/Fiocruz (2022).

Os efeitos de superlotação dos estabelecimentos de saúde em períodos de surtos, epidemias e pandemias não refletem positivamente para os usuários do sistema de saúde, podendo ocorrer contaminações na unidade de atendimento, fora os acidentes que podem acontecer no trajeto da pessoa até a unidade de saúde. Dessa forma, vê-se como viável que o usuário do sistema de saúde tenha alguma opção de aparelho doméstico para que possa realizar monitoramento de si mesmo em sua residência, podendo obter alguns dados/registros prévios de seus parâmetros e apresentá-los ao profissional de saúde de acordo com seu interesse, histórico de acompanhamento e rede de acesso (público ou privado). Com esta possibilidade de monitoramento a pessoa tem a oportunidade de ser mais objetiva no atendimento, podendo apresentar um histórico de parâmetros eletrocardiográficos ao médico e, em casos de pandemia ou similar, evita que se torne mais um número somado à superlotação das unidades.

O desenvolvimento de projetos e pesquisas é parte das finalidades e objetivos dos cursos superiores do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Tocantins, conforme o Regulamento da

Organização Didático-Pedagógica dos Cursos de Graduação Presenciais do IFTO no Art. 5º inciso III:

“Realizar pesquisas aplicadas, estimulando o desenvolvimento de soluções técnicas e tecnológicas, estendendo seus benefícios à comunidade”.

O incentivo à pesquisa na área da saúde com a finalidade de promover o bem-estar e qualidade de vida é reforçado na Resolução Nº 466, de 12 de Dezembro de 2012, do Ministério da Saúde:

Considerando o progresso da ciência e da tecnologia, que deve implicar em benefícios, atuais e potenciais para o ser humano, para a comunidade na qual está inserido e para a sociedade, nacional e universal, possibilitando a promoção do bem-estar e da qualidade de vida e promovendo a defesa e preservação do meio ambiente, para as presentes e futuras gerações.

Atender à comunidade aplicando conhecimentos técnico e científico, tornar uma ideia, um diferencial na vida das pessoas e contribuir com o progresso da ciência são alguns dos objetivos deste projeto.

Indispensável em hospitais e centros de saúde, o ECG, seja em um eletrocardiógrafo ou em um monitor multiparamétrico, monitora e indica em tempo real os sinais elétricos do coração de uma determinada pessoa/paciente. Com a aquisição desses sinais, é possível, a descoberta de possíveis doenças, além do acompanhamento e evolução do quadro clínico de uma determinada pessoa por meio de dados quantitativos confiáveis. Em casos de anormalidade nas informações monitoradas, por meio de alarmes, notifica-se sobre a necessidade de atenção, seja na leitura dos parâmetros monitorados ou no funcionamento ou manuseio do aparelho, sugerindo possível intervenção do operador. A Figura 1.5 apresenta modelos de eletrocardiógrafos disponíveis comercialmente e utilizados pelo corpo clínico em hospitais com suas informações complementares.

Figura 1.5 – Exemplos de eletrocardiógrafos utilizados em hospitais.



Fonte: Magazine Médica (2022); Medbit (2022); Hospinet (2022).

O Eletrocardiógrafo ECG 12s PCI Plus (a), produzido pela ECAFIX, Registro ANVISA/M.S.: 80332620013, apresenta os recursos de:

- i. Portátil;
- ii. Impressão em papel termo sensível;
- iii. Obtenção de até 60 exames;

- iv. Frequência cardíaca;
- v. Display gráfico LCD para visualização do traçado de ECG;
- vi. Porta USB;
- vii. Bateria interna selada recarregável de Chumbo-Ácido.

No mercado brasileiro, o ECG 12s PCI Plus estava custando R\$ 11.204,06 (US\$ 2,175.55), em 07/11/2022.

O Eletrocardiógrafo ECG125 PC (b), produzido pela ECAFIX, Registro ANVISA/M.S.: 80332620007, apresenta os recursos de:

- i. Portátil;
- ii. Impressão em papel termo sensível;
- iii. Obtenção de até 30 exames;
- iv. Frequência cardíaca;
- v. Sem display gráfico LCD;
- vi. Porta USB;
- vii. Bateria interna recarregável.

No mercado brasileiro, o ECG125 PC estava custando R\$ 6.750,00 (US\$ 1,310.68), em 07/11/2022.

O Eletrocardiógrafo Cardiocare 2000 (c), produzido pela BIONET, Registro ANVISA/M.S.: 80070210004, apresenta os recursos de:

- i. Portátil;
- ii. Impressão em papel termo sensível;
- iii. Obtenção de até 100 exames;
- iv. Frequência cardíaca;
- v. Display gráfico LCD;
- vi. Porta USB;
- vii. Pack de Bateria Recarregável.

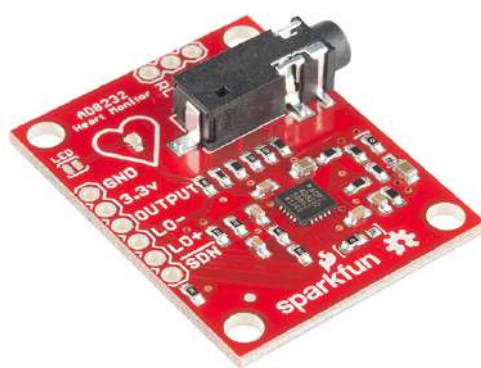
No mercado brasileiro, o Cardiocare 2000 estava custando R\$ 10.787,98 (US\$ 2,192.81), em 13/12/2023.

Estudos diversos se desenvolvem em torno da área clínica, seja por equipes de Ciências Exatas e/ou de Saúde. Dentre as engenharias a eletrônica, a elétrica e a biomédica são algumas das mais engajadas nesses tipos de estudos. Projetos *open source* (código aberto) vêm sendo desenvolvidos, seja *open hardware* (hardware aberto) ou *open software* (software aberto). Um modelo de desenvolvimento *open source* é um projeto disponibilizado ao público, de modo que construir, modificar, distribuir e utilizar são ações permitidas nas medidas legais.

Apresentado na Figura 1.6, o monitor de frequência cardíaca com eletrodo único, SparkFun - AD8232, é uma placa econômica projetada para medição da atividade elétrica do coração, mapeando

esta atividade como um eletrocardiograma (ECG) e analisando em uma leitura analógica. O AD8232 foi projetado para trabalhar na extração, amplificação e filtragem dos pequenos sinais biopotenciais, sendo um bloco de condicionamento de sinal integrado para ECG (SparkFun, 2021).

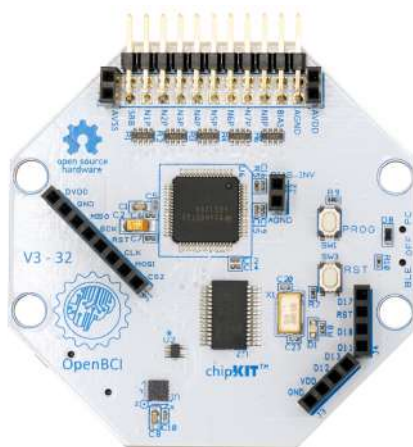
Figura 1.6 – Monitor de sinal de ECG e frequência cardíaca com eletrodo utilizando o AD8232 da SparkFun.



Fonte: Sparkfun Electronics (2022).

O dispositivo do OpenBCI, Cyton Biosensing Board, na Figura 1.7, é uma interface neural de 8 canais compatível com Arduino e com um processador de 32 bits que pode ser usado para mostrar a atividade cerebral (EEG), a atividade muscular (EMG) e a atividade cardíaca (ECG). O aparelho pode se comunicar sem fio com qualquer dispositivo móvel ou tablet compatível com *Bluetooth Low Energy* (BLE). Quanto ao interesse de uso da placa, trata-se de algo facilmente manuseável, pois o OpenBCI está acessível a pesquisadores e desenvolvedores com pouca ou nenhuma experiência em *hardware* (OpenBCI, 2021).

Figura 1.7 – Cyton Biosensing Board v3-32 Bits da OpenBCI que captura sinais de EEG, EMG e ECG.



Fonte: OpenBCI (2021).

Tais projetos podem estar em formato comercial, no modelo *open source* DIY (*Do It Yourself*, traduzido como Faça Você Mesmo) e formato de estudo acadêmico, como trabalho de conclusão de curso, dissertações, teses, artigos, etc. Desta forma, tornam-se a fonte de consulta e reforço adequado para a realização desta proposta.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo geral

A proposta deste trabalho é o desenvolvimento de um sistema para a aquisição de sinais elétricos cardíacos destinado ao estudo e monitoramento destes sinais fora do ambiente hospitalar, contendo a função de Eletrocardiograma (ECG), o registro das medições em um cartão de memória e a apresentação do sinal obtido na IDE do Arduino.

O projeto desenvolvido neste trabalho apresenta-se como base e suporte para estudos em laboratórios acadêmicos e aplicação de tecnologias já desenvolvidas em equipamentos na engenharia eletrônica e engenharia biomédica. Projetado apenas para fins de validação de hipóteses e análises de resultados, faz-se necessário destacar que este trabalho não utilizará seres humanos, não havendo prejuízo ou riscos. Portanto, para esta atividade, não se faz necessário a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto Federal do Tocantins.

1.4.2 Objetivos Específicos

Para que se alcance o objetivo geral é necessário concluir os seguintes objetivos específicos:

- Realizar a implementação dos circuitos elétricos para fazer o teste inicial e o teste de validação em uma placa de prototipagem;
- Desenvolver o sistema de armazenamento do sinal adquirido pelo microcontrolador ESP32;
- Apresentar o sinal adquirido na ferramenta de visualização disponibilizada na IDE do Arduino.

1.5 Estrutura do Trabalho

A estruturação do trabalho está organizada em 5 capítulos, referências bibliográficas e apêndices.

O primeiro capítulo apresenta a introdução, contendo contextualização do trabalho, problema motivador da pesquisa, justificativa com análise do contexto social e necessidade do equipamento e objetivos da proposta.

O segundo capítulo descreve a fundamentação teórica, discorrendo a respeito do eletrocardiograma, das normas técnicas, do condicionamento do sinal do eletrocardiograma, apresentação dos filtros e da proteção do eletrocardiograma.

No terceiro capítulo, os procedimentos metodológicos são apresentados com os tópicos de projetos de hardware e software, abordando sobre a protótipo principal, circuitos que compõem o ECG, arquitetura do microcontrolador, alimentação e proteção da placa, sinalizadores e estrutura do algoritmo gerador de sinal no Arduino, respectivamente.

O quarto capítulo destina-se às discussões e resultados da proposta prática, discorrendo sobre o que foi obtido no circuito referente ao eletrocardiograma.

No quinto capítulo, as considerações finais descrevem a contribuição deste trabalho e as sugestões visando o aprimoramento do protótipo em trabalhos futuros.

Na sequência estão contidas as referências utilizadas neste trabalho dispostas em ordem alfabética. Seguindo para os apêndices, encontram-se o código de geração do sinal de ECG desenvolvido no Arduino IDE, o esquemático completo do protótipo do eletrocardiógrafo apresentado e, por fim, as sugestões para projeto de *software*.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Eletrocardiograma

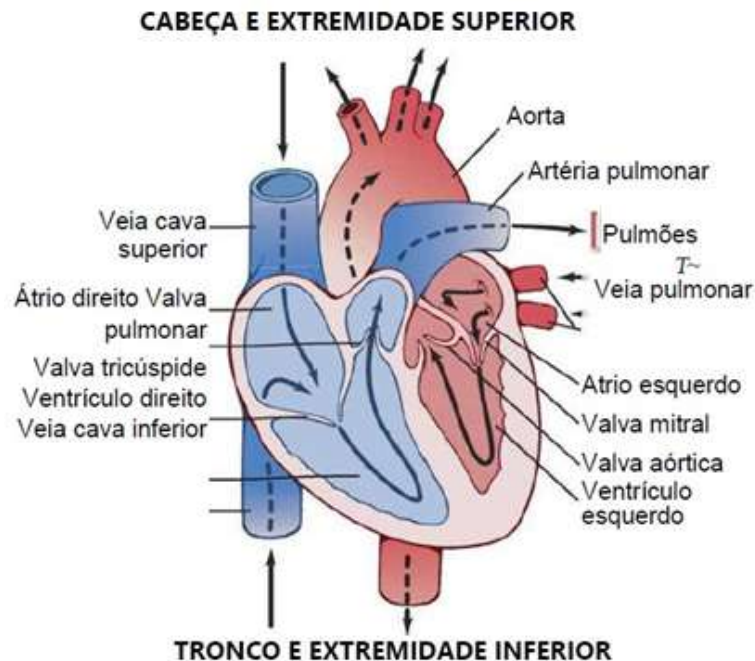
2.1.1 O Músculo Cardíaco

Desde os primórdios da história da humanidade percebe-se que o músculo cardíaco conhecido como coração era tido, e também associado, como uma peça intrínseca à ideia de personalidade do ser humano por várias culturas e tradições, tanto pelo aspecto espiritual quanto biológico, o que foi mudando com o passar dos tempos com a revolução científica trabalhando em conjunto com o racionalismo (GALLIAN, 2010).

É conhecido pela Cardiologia como conteúdo que compõe a expertise da Fisiologia Humana da grande área da Medicina que o coração é o músculo central e também principal que compõe o sistema cardiovascular, que, por sua vez, é geralmente descrito de maneira genérica como um sistema que transporta fluidos, em que os mesmos levam substâncias para os tecidos do corpo enquanto removem subprodutos do metabolismo presentes nos tecidos (BELL; RHOADES, 2018).

Tendo isso como base, Hall (2011) explica que o coração age como uma espécie de bomba dupla onde o sangue é o fluido bombeado. É também explicado o funcionamento dos dois “corações”, o coração direito e o coração esquerdo. O coração direito é responsável pelo bombeamento para a região dos pulmões, já o esquerdo bombeia o sangue para os órgãos periféricos, como pode ser visto na Figura 2.1:

Figura 2.1 – Estrutura do coração e fluxo do sangue pelas câmaras e valvas cardíacas.



Fonte: Hall (2011).

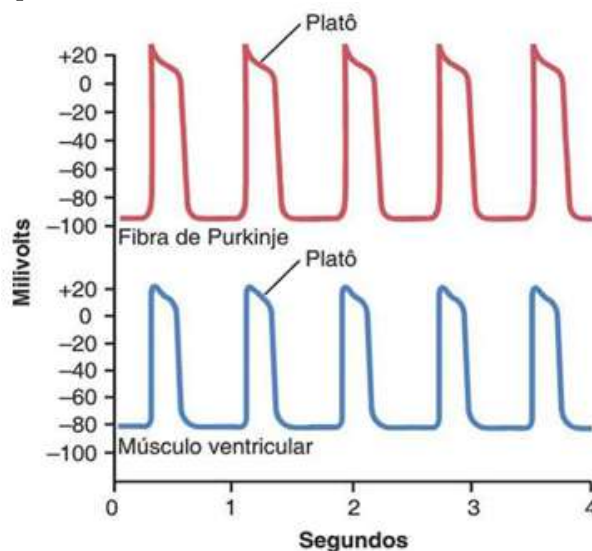
Por conseguinte, esses dois corações são compostos por duas câmaras cada, uma que conhecemos como átrio e a outra como ventrículo. Basicamente, o átrio funciona como uma bomba que encaminha o sangue para o ventrículo, que o auxilia a lançar o sangue para sua parte interna. Já os ventrículos providenciam para que esse sangue recebido flua e se propague pela circulação pulmonar, saindo do ventrículo direito ou mesmo da parte que circula na região periférica do ventrículo esquerdo.

Sabe-se também que a existência de mecanismos especiais no coração permite a sequência de maneira contínua das contrações cardíacas, conhecidas na literatura como o ritmo cardíaco, que transportam os chamados potenciais de ação pelo músculo do coração, o que causa os batimentos rítmicos do órgão (HALL, 2011).

Resumidamente segundo Hall (2011) o músculo cardíaco possui, ou pode ser categorizado, com a composição de três agrupamentos musculares principais, sendo eles: o músculo atrial, o músculo ventricular e as fibras excitatórias e condutoras. Os músculos atrial e ventricular são conhecidos por se contraírem de maneira similar aos músculos esqueléticos, porém, o período de contração é superior. Já as fibras excitatórias e de condução acontecem o contrário, pois as mesmas possuem uma contração inferior às ditas anteriormente, porque essas, por sua vez, têm um número menor de fibras contráteis. Em contrapartida, são nessas fibras que ocorrem as descargas elétricas rítmicas automáticas, no formato de potenciais de ação, ou como sinônimo, executam a condução dos potenciais de ação pelo coração, o que demonstra também o sistema excitatório que controla os batimentos rítmicos.

Na Figura 2.2 é possível observar um potencial de ação que foi capturado em uma fibra ventricular cardíaca, possuindo uma média com cerca de 105 mV, que segundo (HALL, 2011) significa que o potencial intracelular passa de um valor negativo em -85 mV, ocorrendo entre os batimentos cardíacos para um valor moderadamente positivo de potencial, em torno de 20 mV, ao decorrer de cada batimento. Depois da ocorrência do potencial de ponta inicial, a membrana se mantém despolarizada durante cerca de 200 ms, mostrando uma espécie de platô, que pode ser observado na figura, após isso é possível ver que o sinal demonstra a presença da repolarização de forma abrupta. Com a presença desse platô no potencial de ação é possível entender que a contração muscular do ventrículo pode durar até 15 vezes mais do que as contrações que se verificam normalmente nos músculos esqueléticos.

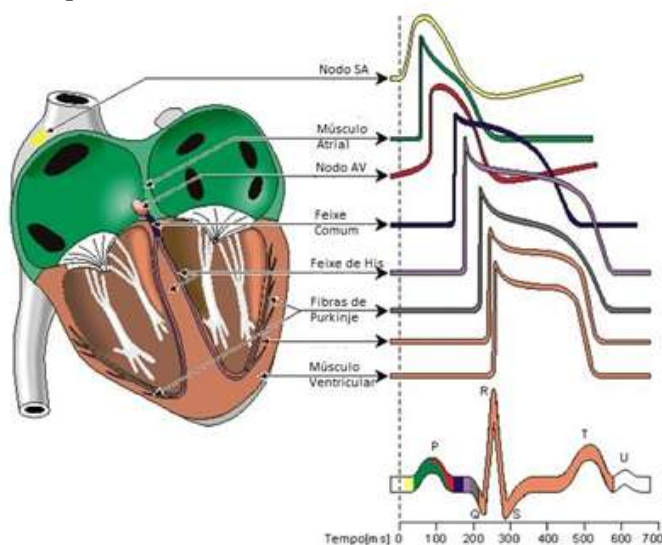
Figura 2.2 – Potenciais de ação rítmicos da fibra de Purkinje e de fibra muscular ventricular registrados por meio de microelétrodos.



Fonte: Hall (2011).

Em seguida, na Figura 2.3 é possível observar como os potenciais de ação, cada um com sua estrutura própria, devido ao local do músculo cardíaco onde é capturado, influencia de maneira participativa no sinal clássico de um ECG tido como padrão.

Figura 2.3 – Formas de ondas de potenciais de ação em diferentes células especializadas na via condutora de um coração normal e sua contribuição com codificação de cores para o ECG de superfície.



Fonte: Adaptado de Nazeran (2006).

2.1.2 A Eletrocardiografia e Dispositivos Desenvolvidos

O Eletrocardiograma convencional (ECG) é conhecido por ser um exame cardiológico habitualmente realizado e requerido pelo corpo médico, como um exame essencial, para a detecção de uma série de enfermidades em que o mesmo permite ao técnico responsável analisar de maneira rápida e eficaz o comportamento atual da atividade elétrica presente no músculo cardíaco do paciente.

Este exame é conhecido por ter um custo relativamente baixo por sua execução. É um exame essencial no diagnóstico de seres humanos de maneira geral. Do ponto de vista da engenharia clínica e da medicina é considerado como um método não invasivo, além de que, é grandemente difundido para fins de pesquisas na área clínica (NAZERAN, 2006).

Em uma breve contextualização histórica, é abordado por Franco (2017) que existiram personalidades essenciais para a introdução desse método. Um deles foi Willem Einthoven, que introduziu o exame do ECG, além de posteriores cientistas que o aprimoraram esse parâmetro, como Wilson em 1934, Kossan e Johnson em 1935 e por fim Goldberger no ano de 1942.

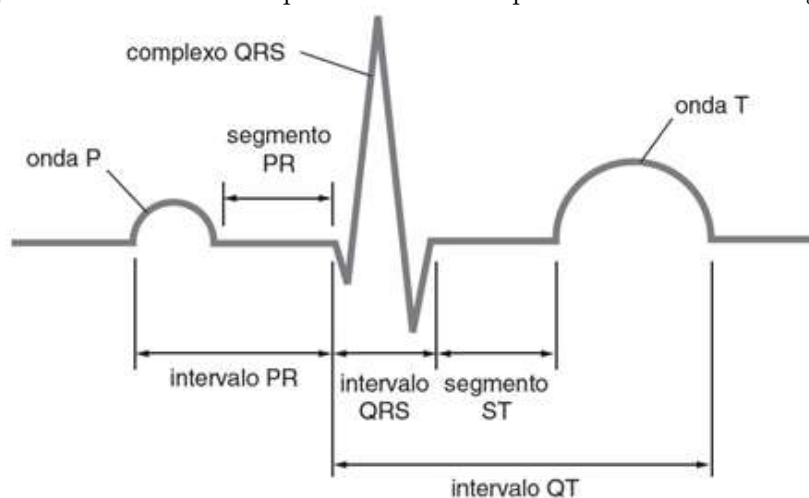
A eletrocardiografia visa a captura de um sinal que pode ser observado na Figura 2.4. Visto que o objetivo do presente trabalho não busca o aprofundamento da teoria fisiológica, a seguir, será comentado de maneira sintetizada os componentes do sinal do ECG, conhecido também como complexo de ondas PQRST.

Segundo abordado por Thaler (2013), o sinal do ECG pode ser decomposto de seguinte maneira:

- Intervalo PR: é conhecido por ser um intervalo que engloba a onda P e a linha reta que a conecta ao complexo QRS. Fisiologicamente, esse intervalo mede o tempo que engloba a partir do início do evento de despolarização atrial até o início da despolarização ventricular;
- Segmento ST: é uma linha que é responsável por conectar o fim do sinal característico do complexo QRS com o início da onda T. Fisiologicamente, é por ele que é possível se determinar o tempo do fim da despolarização ventricular até o começo da repolarização ventricular;

- Intervalo QT: o presente intervalo é criado a partir de partes de outros segmentos como o complexo QRS, segmento ST e onda T. Fisiologicamente, é responsável por informar o tempo de início da despolarização dos ventrículos até o fim da repolarização dos mesmos;
- Intervalo QRS: é utilizado na descrição da duração temporal por si próprio como também na duração de despolarização dos ventrículos;
- Onda U: geralmente aparece posteriormente a onda T, durante o período do sinal. Possui o mesmo nível que a Onda T. Além de ser discutido que sua visualização é melhor vista quando em comparação com a Onda T, não aparece como parte padrão do sinal do ECG em um paciente normal, surgindo apenas em determinadas condições melhor explanadas pela área médica.

Figura 2.4 – Período completo de um sinal padrão do Eletrocardiograma.



Fonte: Thaler (2013).

A respeito da duração em (s) e amplitude do sinal em (mV) de cada parte do sinal padrão de ECG, é possível observar na Tabela 2.1 essas características descritas em “*Encyclopedia of Biomedical Engineering*” (FOTIADIS, 2006) para cada onda:

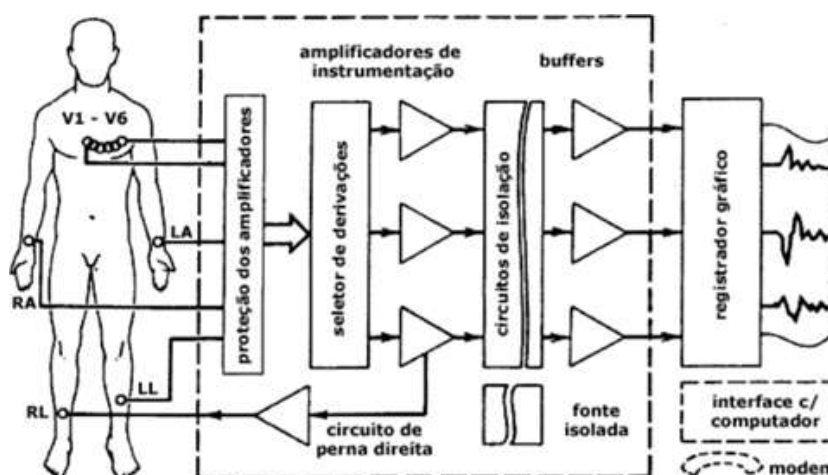
Tabela 2.1 – Ondas que compõem o sinal do ECG.

Onda/Complexo do Eletrocardiograma	Descrição
Onda P	• Duração do evento: menor que 0,12 s; • Amplitude: menor que 0,3 mV.
Complexo QRS (Onda Q, R e S)	• Duração do evento: menor que 0,12 s; • Amplitude do Complexo: menor que 1,0 mV, na prática varia entre 0,6 mV a 1,0 mV; • Duração (Onda Q): menor que 0,03 s; • Amplitude (Onda Q): cerca de 1/4 de amplitude da Onda R; • Duração (Onda S): menor que 0,04 s; • Amplitude (Onda S): cerca de 2/5 de amplitude da Onda R.
Onda T	• Duração do Evento: menor que 0,2 s; • Amplitude: menor que 0,4 mV, na prática varia entre 0,2 mV a 0,4 mV.
Onda U	• Duração do Evento: menor que 0,04 s; • Amplitude: menor que 0,5 mV.

Fonte: Fotiadis (2006).

Como é tido na literatura, existem algumas configurações de circuitos elétricos para aquisição do sinal do eletrocardiograma que possuem um número variável de derivações. Em seu trabalho de conclusão de curso denominado “ECG Gerado por Microcontrolador”, Toguinho (2015) traz que um sistema típico de eletrocardiografia, que pode ser visto na Figura 2.5, é composto com 12 derivações, ou seja, 12 eletrodos distribuídos pela pele do paciente envolvendo a região dos braços, pernas e tórax.

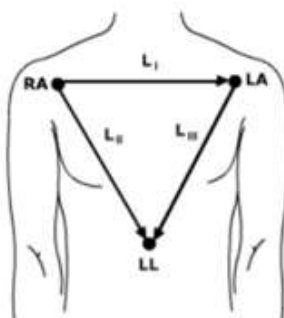
Figura 2.5 – Diagrama de blocos de um circuito típico de aquisição do sinal de ECG com 12 derivações.



Fonte: Toguinho (2015).

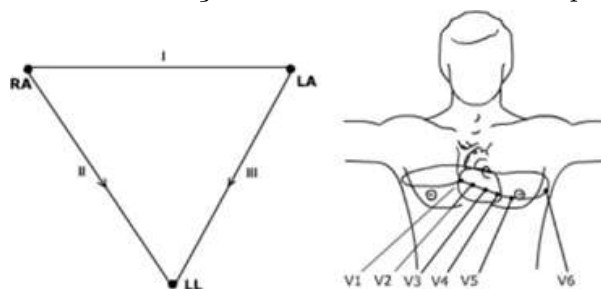
Primeiramente, existem 3 eletrodos referentes ao arranjo equilátero de Einthoven, cujo, possui as derivações I, II e III, que podem ser vistas na Figura 2.6. Os locais de inserção dos mesmos geralmente são nos pulsos do Braço Esquerdo (*Left Arm* - LA), Braço Direito (*Right Arm* - RA) e o último no Tornozelo Esquerdo (*Left Leg* - LL). Já os 9 eletrodos restantes, vide Figura 2.7, são inseridos da seguinte forma: 6 eletrodos na região do tórax (V1 - V6) próximo ao coração, 1 eletrodo na perna direita, 1 eletrodo no braço esquerdo e 1 eletrodo no braço direito.

Figura 2.6 – Ilustração do Triângulo de Einthoven.



Fonte: Toguinho (2015).

Figura 2.7 – Locais utilizados na inserção dos 9 eletrodos restantes para obter as 12 derivações.



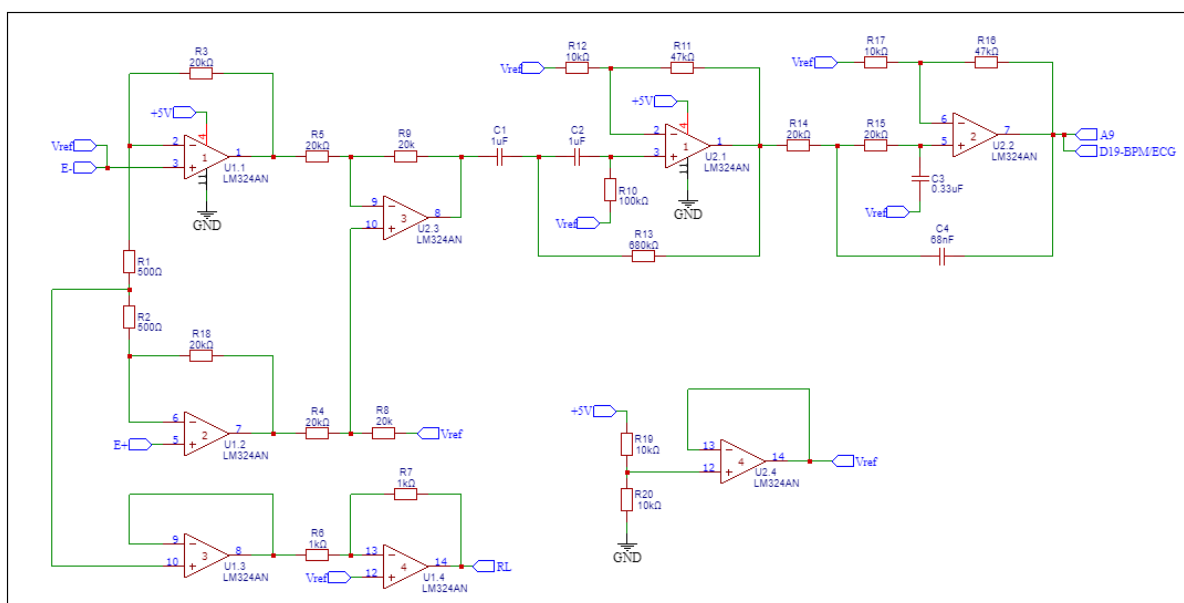
Fonte: Toguinho (2015).

Como visto no diagrama de blocos da Figura 2.5, alguns circuitos elétricos ou estágios são fundamentais para a aquisição desse tipo de sinal. Sendo eles:

- Estágio de Proteção do Paciente e dos Amplificadores Operacionais;
- Estágio de Amplificação do Sinal de ECG;
- Estágio de Filtragem do Sinal para eliminação de possíveis ruídos;
- Fonte de Alimentação Isolada;
- Circuito Driver de Perna Direita.

Um protótipo com uma ideia semelhante de reunir funções de um monitor multiparamétrico foi desenvolvido por Silva (2018) durante seu trabalho de conclusão, o mesmo desenvolveu um circuito de aquisição do Sinal Típico do Eletrocardiograma, que pode ser visualizado na Figura 2.8. O projeto de hardware levou em consideração o diagrama de blocos da Figura 2.9.

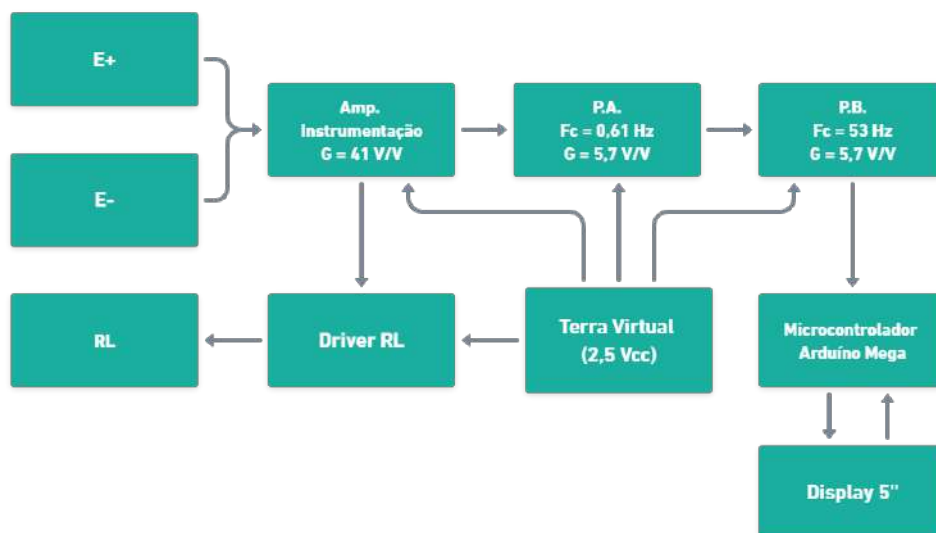
Figura 2.8 – Circuito elétrico de aquisição do sinal de ECG.



Fonte: Adaptado de Silva (2018).

Fazendo-se um comparativo da Figura 2.8 com a Figura 2.9, é possível observar que (SILVA, 2018) realizou, após os eletrodos, um estágio de amplificação do sinal por meio de um amplificador de instrumentação discreto construído utilizando amplificadores operacionais LM324AN, com um ganho de 41 V/V e um alto valor de CMRR.

Figura 2.9 – Diagrama do circuito de aquisição do ECG.



Fonte: Adaptado de Silva (2018).

Após esse primeiro estágio de amplificação, seguiu-se para o próximo estágio, que é o estágio de filtragem do sinal de ECG. Segundo Toguinho (2015), a necessidade de filtrar o sinal vem por questões tanto de eliminação de ruídos ambientais quanto biológicos que podem vir a alterar a forma de onda do sinal típico. Para além disso, caso o dispositivo seja alimentado pela rede elétrica ainda há o problema do ruído de 60 Hz proveniente da mesma, que também pode ser amplificado caso o circuito seja projetado sem os devidos processos de filtragens.

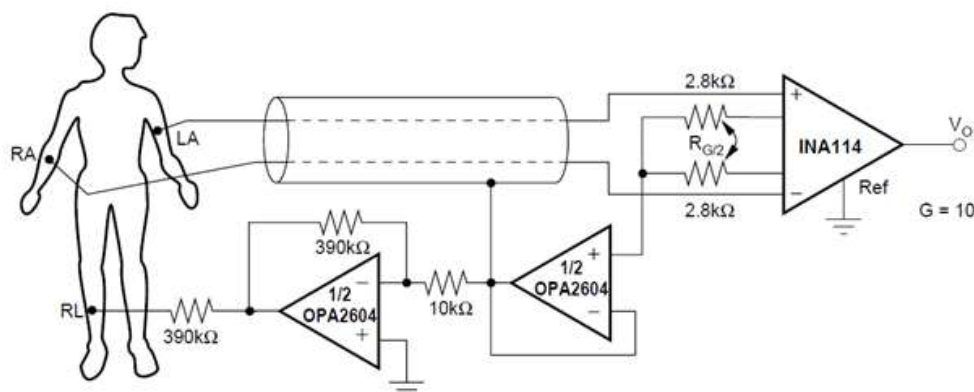
Para sanar esses problemas Silva (2018, p. 68) adotou uma faixa de frequência do sinal cardíaco que varia de 0,2 Hz a 300 Hz, projetando então um Filtro Ativo Passa-Faixas composto por um Filtro Ativo Passa-Altas de 2ª Ordem, utilizando a topologia Sallen-Key, para uma frequência de corte de 0,61 Hz e um ganho em malha fechada de 5,7 V/V em série com um Filtro Ativo Passa-Baixas de mesma ordem, e topologia para uma frequência de corte de 53 Hz e um ganho também de 5,7 V/V.

Após o estágio de filtragem e ganho do sinal, o mesmo é encaminhado para o microcontrolador utilizado, no caso o Arduino Mega 2560, que fará a captura dos dados e comunicação com o Display LCD de 5\".

Outro circuito projetado foi o circuito de terra virtual, pela necessidade de introduzir um nível DC no sinal de ECG por conta da limitação, tanto utilizada na alimentação dos Amplificadores Operacionais quanto na alimentação do Microcontrolador, sendo necessário utilizar um dos amplificadores do IC LM324AN como um *buffer*, num divisor de tensão com dois resistores de 10 k Ω para obter um nível de tensão de + 2,5 V_{CC}, e utilizá-lo como a tensão de referência para os estágio de amplificação e filtragem do sinal, como visto na Figura 2.8.

Segundo Silva (2018, p. 71), para melhorar o sinal captado há um bloco de “Driver de Perna Direita” que inverte o sinal comum do amplificador de instrumentação e injeta novamente no corpo do paciente, no caso, não na perna direita, mas sim em uma configuração igual à da Figura 2.10, com o intuito de que a componente comum seja somada com seu valor inverso e então eliminada.

Figura 2.10 – Circuito Driver de Perna Direita.



Fonte: Burr-Brown (2017).

Um outro exemplo de protótipo de circuito de aquisição do sinal de ECG que pode ser apresentado é um monitor de sinais vitais comercial com os projetos de *hardware* e *software* abertos. O monitor foi desenvolvido por uma equipe composta por engenheiros indianos de uma empresa chamada ProtoCentral, com sede em Bangalore, Índia. A ProtoCentral é voltada para o desenvolvimento de projetos de hardware e software abertos para o comércio eletrônico de produtos, fornecendo soluções focadas nas áreas de Instrumentação Biomédica e Eletrônica de Sensores (PROTOCOLCENTRAL, 2022).

Segundo Crowd Supply (2020) os mesmos idealizaram o projeto de um dispositivo eletrônico autônomo capaz de realizar a aquisição de alguns dos sinais vitais humanos, com o propósito de poder gerar dados que pudessem ser utilizados para o diagnóstico e o tratamento médico de possíveis pacientes. O *HealthyPi*, como foi chamado, que atualmente se encontra disponível para a venda na sua versão 4.0, consiste em um artefato que utiliza a comunicação de rede do tipo *wireless* e também é um aparelho vestível, fazendo parte das tecnologias vestíveis (*wearable*). Este dispositivo apresenta um monitoramento instantâneo da condição médica do usuário em seu ambiente, e abre uma gama de possibilidades de pesquisa médica.

O *HealthyPi* realiza a medição, processamento e envio em tempo real, com uma certa precisão, dos seguintes parâmetros:

- Eletrocardiograma (ECG), Frequência Cardíaca e Variabilidade da Frequência Cardíaca;
- Respiração baseada em Pneumógrafo de Impedância;
- Oximetria de pulso (SPO₂);
- Temperatura corporal.

Por sua vez, para o projeto da PCI na Figura 2.11, foram utilizados os seguintes sensores eletrônicos:

- **ADS1292R**, que é um IC desenvolvido pela fabricante estadunidense de semicondutores e circuitos eletrônicos *Texas Instruments* (TI), sediada em Dallas - Texas, com o objetivo de realizar a aquisição, ganho e conversão de medições de biopotenciais, como o Sinal do ECG, e enviar os seus dados para um microcontrolador (TEXAS INSTRUMENTS, 2020);
- **AFE4400**, IC fabricado pela TI, projetado para a aquisição, ganho e conversão de um Oxímetro de Pulso (TEXAS INSTRUMENTS, 2014);

- **MAX30208**, desenvolvido pela também fabricante estadunidense de circuitos eletrônicos em geral, *Maxim Integrated Products* (2020), sediada em San José - Califórnia, com o objetivo de ser um sensor de temperatura corporal digital, ou seja, que realiza a captura da temperatura do corpo humano a partir da pele e envia esses dados de forma digital para um microcontrolador (MAXIM INTEGRATED, 2020).

Figura 2.11 – ProCentral HealthyPi v4.



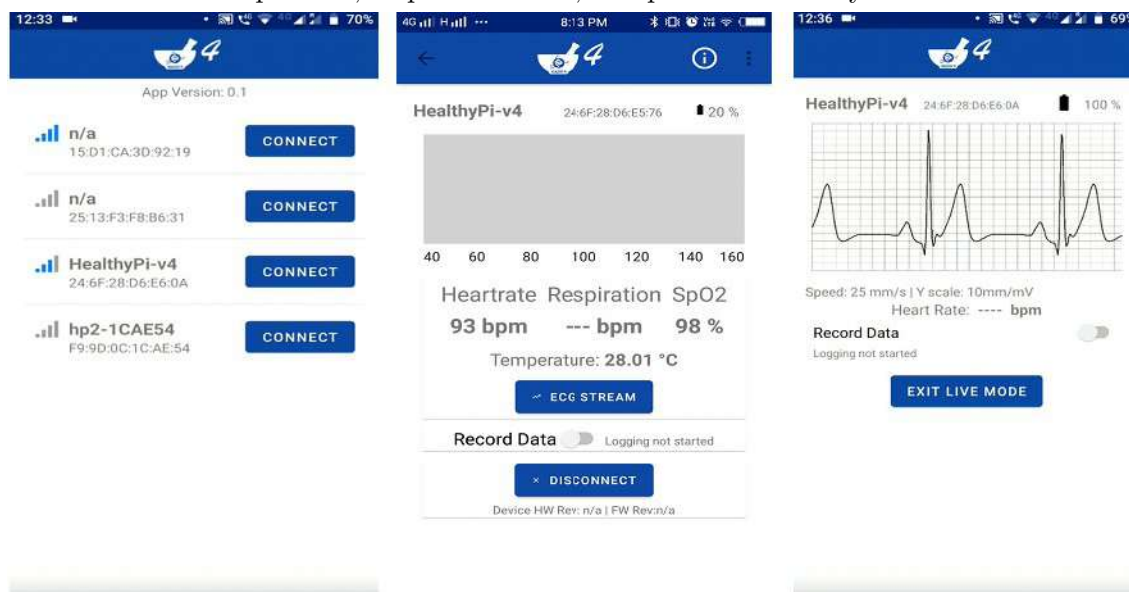
Fonte: Crowd Supply (2020).

Segundo Crowd Supply (2020), a *HealthyPi* também possui um sistema de gerenciamento de energia elétrica que está integrado no *hardware* para a alimentação da mesma por meio do uso de uma bateria recarregável de Polímero de Lítio (LiPo) de 3,7 V_{CC}, tornando o dispositivo portátil, quando portando a bateria, dependendo apenas da presença de uma rede Wi-Fi no local.

O equipamento possui também uma chave de seleção que pode ser utilizada para alternar entre o **Modo Contínuo**, em que o *hardware* é acoplado por meio dos conectores laterais a um Raspberry Pi (minicomputador portátil de placa única multiplataforma desenvolvido pela *Raspberry Pi Foundation*) que por sua vez fornece a alimentação, e o **Modo Wearable**, que permite que a *HealthyPi* opere como uma unidade portátil tendo sua alimentação fornecida pela bateria. O microcontrolador utilizado no projeto foi o ESP-WROOM-32, desenvolvido pela empresa chinesa Espressif Systems (2020), que também será utilizado para a proposta deste trabalho e constando seu detalhamento no item 3.1.3 do terceiro capítulo, sendo integrado em seu módulo que contém uma antena com suporte para as interfaces *wireless* Wi-Fi e BLE v4.2.

De acordo com Crowd Supply (2022) o microcontrolador foi empregado com o propósito de realizar a captura dos dados obtidos dos três sensores empregados, sendo utilizado pelo sensor MAX30208 o protocolo de comunicação serial I2C e o também protocolo de comunicação serial SPI pelos sensores ADS1292R e AFE4400, como também o envio desses valores via BLE para um smartphone que utiliza o sistema operacional Android, no aplicativo por nome “HealthyPi v4” (Figura 2.12), ou também para um servidor web, fazendo com que o módulo do ESP-WROOM-32 transmita as informações via Wi-Fi em uma rede local, ao se pressionar um botão o dispositivo entrará no modo Wi-Fi como um Ponto de Acesso.

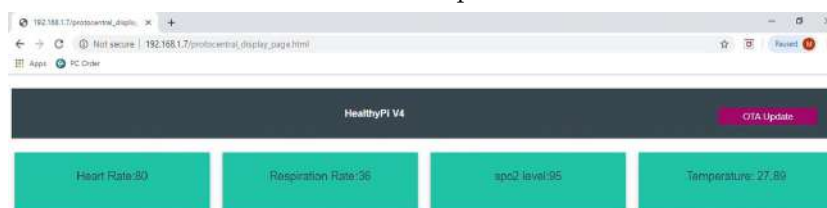
Figura 2.12 – Telas de Conexão, Monitoramento Geral e Monitoramento da Frequência Cardíaca em Tempo Real, respectivamente, do aplicativo HealthyPi v4.



Fonte: Supply (2022).

Quando o usuário se conectar à rede Wi-Fi aparecerá uma rede portando um SSID por nome “HealthyPi”, ao se conectar nela o usuário então acessa o navegador e insere o URL “<http://Healthypi.local>”, com isso então a página inicial será exibida, demonstrando os sinais vitais ao vivo, no caso, a frequência cardíaca, frequência respiratória, taxa de saturação do sangue e a temperatura corporal do usuário, como é possível ver na Figura 2.13. Além disso é possível observar de forma complementar os gráficos de alguns desses parâmetros. Esta página também fornece atualizações de *software* e *firmware* fazendo o uso do método de distribuição de atualização OTA, pois o mesmo possui a vantagem de facilitar a atualização de dispositivos embarcados permitindo o envio de atualizações de forma remota (CROWD SUPPLY, 2020).

Figura 2.13 – Tela de Monitoramento em Tempo Real do servidor web da HealthyPi v4.



Fonte: Supply (2022).

Na presente seção aborda-se o circuito projetado e implementado para a aquisição do sinal de ECG, Frequência Cardíaca e Variabilidade da Frequência Cardíaca, ilustrado na Figura 2.14. Todo o projeto de *hardware* como o esquemático completo da *HealthyPi*, na extensão (.pdf), e o arquivo (.sch) executável no software Autodesk *Eagle*, contendo também o *layout* total da PCI do dispositivo, assim como o projeto de *software*, contendo toda a programação de cada um dos circuitos integrados utilizados para a aquisição, filtragem e envio de dados que foram gravados no microcontrolador, utilizando as Linguagens C e C++ foram disponibilizados para o acesso no GitHub, que é uma plataforma de hospedagem de código-fonte e arquivos com controle de versão *on-line*.

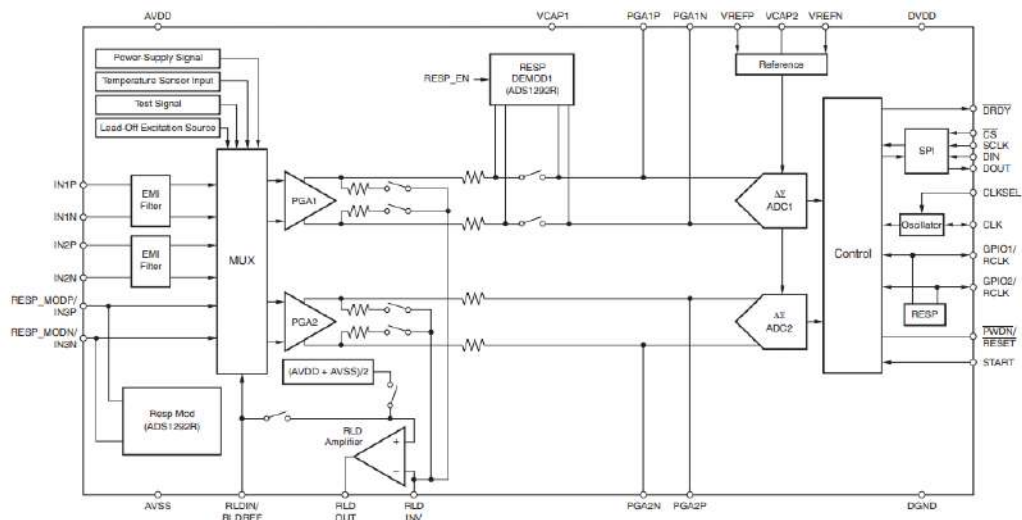
De acordo com Texas Instruments (2020), o ADS1292R é um IC desenvolvido para realizar a aquisição, condicionamento e transmissão de dados de Medições de Biopotenciais como o Eletrocardio-

grama, podendo ser aplicado em projetos de dispositivos de monitoramento de saúde pessoais e *fitness*, sendo utilizados para informar dados como frequência cardíaca, respiração, etc.

O mesmo possui incluso um circuito *driver* da perna direita, além de um sistema para detecção de desconexão dos eletrodos dos canais e sinais de teste, se tornando um IC bastante robusto.

Na Figura 2.14 é ilustrado a representação dos circuitos internos que compõem o CI por meio de um diagrama de blocos, nele pode-se ver, da esquerda para a direita, os pinos de entrada em que o sinal é adquirido. A Texas Instruments (2020, p. 22) apresenta duas maneiras na qual o CI em questão foi projetado para receber esse sinal em sua entrada, sendo a primeira, no modo Simples (*Single-Ended*), e a segunda, o modo Diferencial (*Differential*).

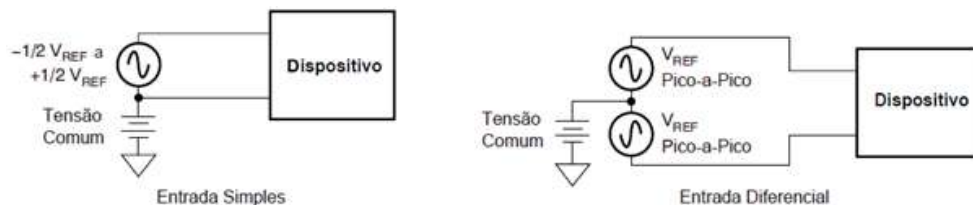
Figura 2.14 – Diagrama de Blocos Funcional do IC ADS1292, da fabricante Texas Instruments.



Fonte: Texas Instruments (2020).

Na Figura 2.15 podemos ver ambas configurações, sendo que ao lado esquerdo existe a representação, na forma Simples, do sinal de análise como uma fonte de tensão alternada senoidal com a amplitude de seus semi-ciclos negativos e positivos limitados pela metade do valor da Tensão de Referência (V_{REF}) do dispositivo, em série com uma bateria nomeada de “Tensão Comum” que representa o nível CC (Corrente Contínua) do sinal de análise, ambos ligados ao CI.

Figura 2.15 – Representação da aquisição do sinal de entrada na forma Simples e na forma Diferencial em relação a tensão de referência do CI, V_{REF} .

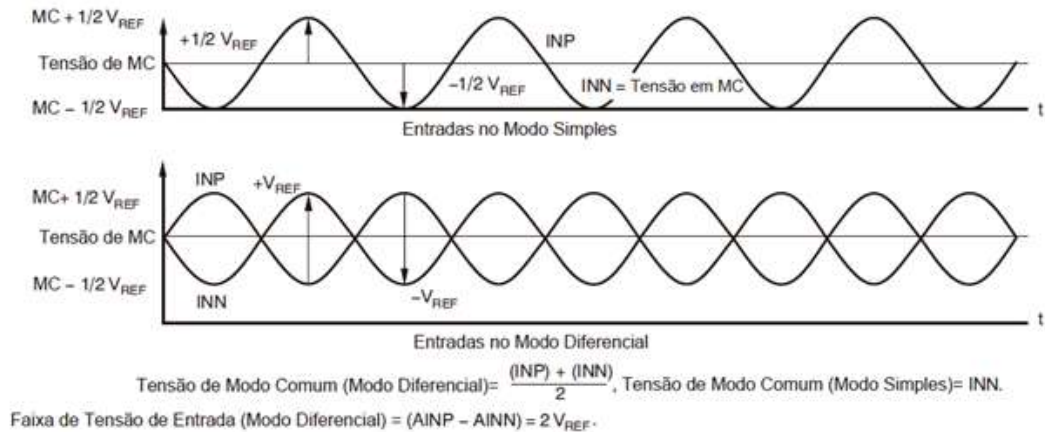


Fonte: Adaptado de Texas Instruments (2020).

Do lado direito apresenta-se o modo Diferencial, onde o sinal de análise é injetado no dispositivo junto com sua cópia negativa (atrasada em 180°), revelando uma das grandes vantagens do modo Diferencial que é a imunidade a ruídos presentes no sinal.

Podemos ver as representações e os valores limites dos sinais de entrada na Figura 2.16, e também como encontrar de maneira resumida os valores da Tensão em Modo Comum para o modo de entrada Diferencial e para o modo Simples, respectivamente, além do valor da faixa de tensão de entrada para o modo Diferencial. O fabricante recomenda que para um melhor desempenho do CI é interessante utilizar o modo de configuração Diferencial.

Figura 2.16 – Representação dos limites para o sinal de análise nos dois Modos.

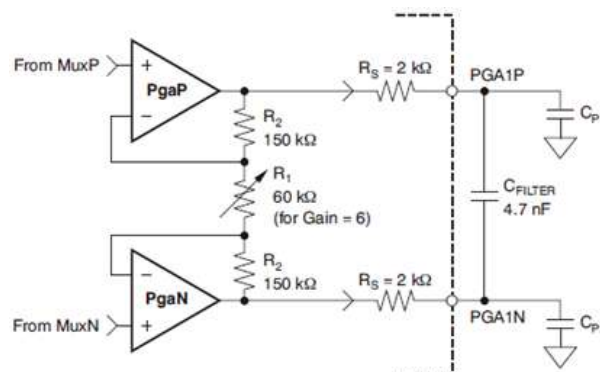


Fonte: Adaptado de Texas Instruments (2020).

Após a entrada, o sinal é então enviado para um multiplexador (MUX) passando primeiramente por um filtro de proteção de entrada contra interferências eletromagnéticas (*EMI Filter*), inserido para eliminar possíveis ruídos de alta frequência somados ao sinal do ECG. Em seguida, o sinal é amplificado por meio de PGA1 e/ou PGA2 (PGA1 para o Canal 1 e PGA2 para o Canal 2) que são Amplificadores de Ganho Programável (PGAs - *Programmable Gain Amplifiers*), no caso, foram projetados pelo fabricante para alguns valores discretos pré-estabelecidos de ganho, como: 1, 2, 3, 4, 6, 8, e 12 V/V, podendo esse ganho ser alterado por meio do registrador “CHnSET” do próprio CI. Esses PGAs possuem em suas entradas semicondutores que utilizam a tecnologia CMOS (*Complementary Metal–Oxide–Semiconductor*) Semicondutor de Óxido Metálico Complementar, com isso podendo oferecer um ruído de corrente de entrada insignificante.

Na Figura 2.17, tem-se na etapa de filtragem do sinal de análise uma cadeia de resistores responsáveis pela implementação do ganho, formando um resistor equivalente de 360 k Ω , composto pelo arranjo série dos dois resistores R2 de 150 k Ω com o resistor variável R1 de 60 k Ω , para um ganho de 6 V/V. A saída PGA é filtrada por um Filtro RC Passa-Baixas de 1ª Ordem antes de ir para o ADC.

Figura 2.17 – Filtro RC na saída do PGA.



Fonte: Texas Instruments (2020).

O filtro é formado por um resistor interno (R_S) com um valor de $2\text{ k}\Omega$ e um capacitor externo (C_{FILTER}) com um valor típico de $4,7\text{ nF}$. Este filtro atua como um filtro do tipo *anti-aliasing* em -3 dB , possuindo uma largura de banda de $8,4\text{ kHz}$. Este tipo de filtro tem por finalidade eliminar ruídos de altas frequências. Segundo Zanon (2020, p. 21), normalmente são inseridos antes da inserção do sinal no ADC, removendo o conjunto de frequências acima da banda de aproximadamente 150 Hz ($0,1$ a 150 Hz) do sinal cardíaco, que foi adotada na implementação do protótipo no Capítulo 3. Este filtro também auxilia a evitar que ocorra sobreposição no espectro de frequência do sinal ou efeito *aliasing*, que ocorre quando duas réplicas do sinal se cruzam de modo que não é possível recuperar o sinal por amostragem e/ou interpolação, pelo fato da Frequência de Amostragem ser inferior a frequência mínima do Teorema da Amostragem de Nyquist-Shannon.

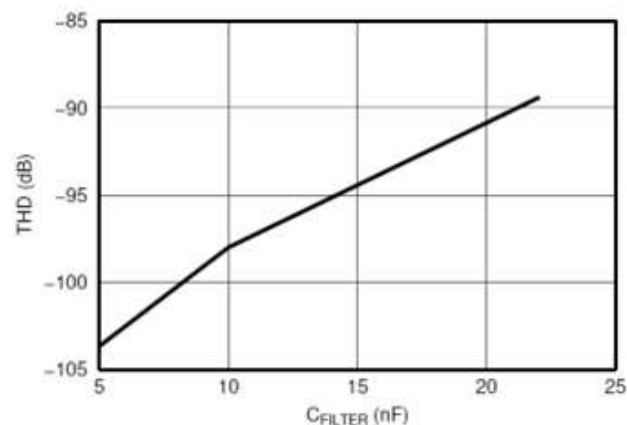
Ao realizar essa filtragem então é garantindo o Teorema da Amostragem de Nyquist-Shannon, de 1949:

“Seja um sinal, limitado em banda, e seu intervalo de tempo dividido em partes iguais, de forma que se obtenham intervalos tais que, cada subdivisão compreenda um intervalo com período T segundos, onde T é menor que $\frac{f_m}{2}$, e se uma amostra instantânea é tomada arbitrariamente de um subintervalo, então o conhecimento da amplitude instantânea de cada amostra somado ao conhecimento dos instantes em que é tomada a amostra de cada subintervalo contém toda a informação do sinal original”.

Com isso é possível ver que a Frequência de Amostragem tem que ser no mínimo duas vezes maior que a Frequência do Sinal amostrado. Existem também o resistor R_S interno que possui uma precisão de 15% , portanto, a largura de banda real acaba por variar de acordo com valor do mesmo. O valor mínimo de C_{EXT} que pode ser utilizado é de 4 nF . É também informado por Texas Instruments (2020, p. 23) que um capacitor C_{FILTER} que possua um valor maior pode ser inserido para aumentar a atenuação em frequências mais altas para fins de *anti-aliasing*. Se o Canal 1 do ADS1292R for aplicado para ser utilizado na medição da Respiração, um capacitor externo de $4,7\text{ nF}$ é o mais recomendado. A desvantagem disso é que um valor de capacitor maior resulta em um desempenho degradado da Taxa de Distorção Harmônica (THD - *Total Harmonic Distortion*) do sinal.

Na Figura 2.18 é mostrado um gráfico que demonstra o aumento da THD em dB à medida que o valor da capacitância de C_{FILTER} aumenta para um sinal de entrada com uma frequência de 10 Hz .

Figura 2.18 – Taxa Total de Distorção Harmônica do Sinal em função da Capacitância do Capacitor C_{FILTER} do Filtro *Anti-Aliasing* na saída do PGA.



Fonte: Texas Instruments (2020).

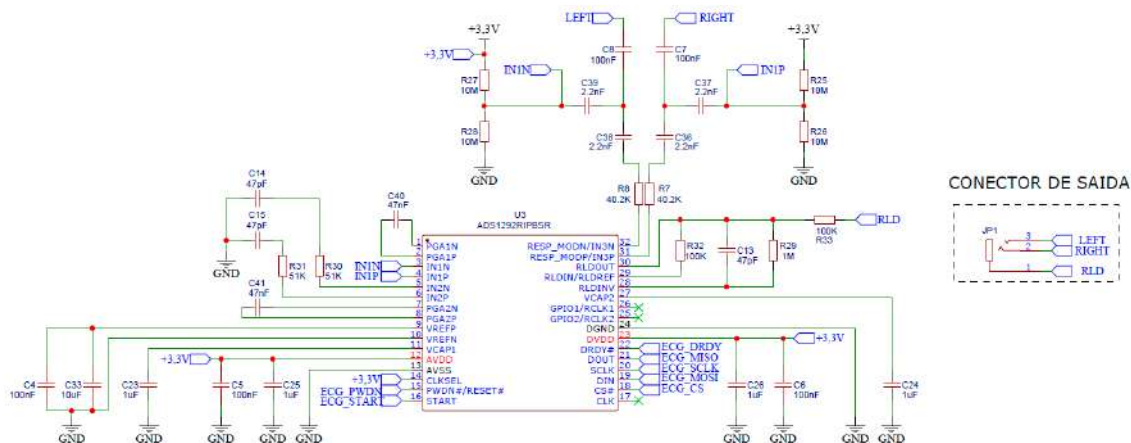
Após passar pelo estágio de amplificação e filtragem o sinal é enviado para os conversores analógico-digitais ADC1 e ADC2, dos canais 1 e 2, respectivamente. Ambos ADCs foram construídos utilizando a arquitetura Delta-Sigma ($\Delta\Sigma$) possuindo um Modulador de 2ª Ordem.

Segundo as características disponibilizadas na folha de dados do ADS1292R por Texas Instruments (2020) a resolução dos dois ADCs é são de 24 bits.

Com isso, possuindo um valor de $2^{(24 \text{ bits})}$ ou 16.777.216 níveis de quantização, sendo essa quantização um processo de representação aproximada dos infinitos valores de amplitude de um sinal analógico, no caso, o sinal do ECG, em uma quantidade finita composta por valores discretos, nomeados de níveis de quantização. Sabendo que esses valores são aproximados e não correspondem exatamente ao sinal original, ocorre então uma diferença inerente desse processo de quantização, que gera uma imprecisão no sinal analógico que é convertido para um sinal digital, essa imprecisão é chamada de erro de quantização. Esse erro pode ser minimizado à medida que o ADC utilizado possua uma resolução em bits maior, pois com isso, o número de níveis de quantização aumenta pois pelo fato de o sinal assumir valores binários que serão enviados para microcontroladores e/ou processadores na saída do conversor analógico-digital (OLIVEIRA; AMARAL, 2021).

Após a digitalização do sinal de análise, os dados desse sinal digital são entregues para a etapa que fará o envio do sinal para o microcontrolador, que para esse caso, utiliza a comunicação SPI (*Serial Peripheral Interface*). Na Figura 2.19 é possível ver o diagrama esquemático do sensor ADS1292R, adaptado do original da HealthPi v.4, contendo toda a configuração sugerida tanto pela folha dados quanto aplicada pela equipe de hardware da ProtoCentral e os valores dos componentes utilizados, um conector de áudio PJ-320A do tipo fêmea é conectado na PCI para realizar o acoplamento com o conector macho dos eletrodos.

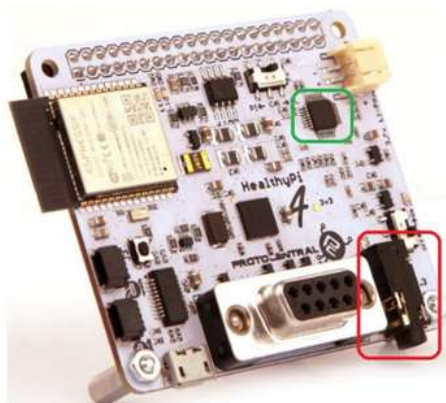
Figura 2.19 – Circuito elétrico de aquisição e tratamento do sinal de ECG, referente a HeathPi v.4.



Fonte: Adaptado de GitHub (2020).

O CI assim como este conector fêmea em questão estão em destaque na Figura 2.20.

Figura 2.20 – ProCentral HealthyPi v4, com destaque no CI ADS1292R em verde, e o conector SMD fêmea PJ-320A, em vermelho.



Fonte: Adaptado de Supply (2020).

2.2 Normas aplicadas a Equipamentos Médicos Hospitalares

Descrição das Legislação e das Normas Brasileiras Regulamentadoras que dão base para o protótipo do eletrocardiógrafo e procedimentos a serem desenvolvidos neste trabalho.

a) Resolução nº 466/2012 do Ministério da Saúde;

Apresentando as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisas envolvendo seres humanos, a Resolução nº 466/2012 do Ministério da Saúde, considera o progresso da ciência e tecnologia como ferramenta para benefícios atuais e potenciais, para o indivíduo, comunidade e sociedade, promovendo bem-estar e qualidade de vida, assim como, respeito a dignidade, liberdade e autonomia do ser humano. Também discorre sobre metodologias experimentais fundamentadas em experimentos laboratoriais e comprovações científicas.

b) ABNT NBR IEC 60601-1: Equipamento eletromédico. Parte 1: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial;

No mundo moderno, a tecnologia e medicina alcançaram níveis avançados de complexidade, sendo necessário constante aprimoramento dos aspectos de segurança. Há registros de taxas de mortalidade decorrentes de defeitos nos equipamentos eletromédicos por parte de software, falhas mecânicas, elétricas e erros médicos, ocorrendo que grande parte dos erros médicos tem relação com problemas na parte de engenharia, no design dos dispositivos e na interface de usuário, podendo, inclusive, induzir o usuário ao erro durante o manuseio (MELLO MARTINS, 2017).

A norma ABNT NBR IEC 60601-1 vem tratar da segurança básica e desempenho essencial nos equipamentos eletromédicos, prescrevendo vários testes como ensaios de corrente de fuga e de rigidez elétrica, a fim de evitar qualquer perigo para o público em geral. No caso dos equipamentos médico-hospitalares, muitos produtos analisam ou monitoram parâmetros vitais que são utilizados como base para a elaboração de um diagnóstico preciso, envolvendo um dos fatores de maior impacto que pode comprometer a saúde do paciente que é a aplicação de sinais elétricos por meio de conexão física com o paciente, sendo esta aplicação realizada de forma precisa e controlada, pois, em caso contrário, diversos tecidos e órgãos poderão ser danificados e comprometidos (RODRIGUEZ, 2013).

Sintetizado por Rodriguez (2013), a norma ABNT NBR IEC 60601-1 contém prescrições de ensaios sobre marcação e documentação; ensaios elétricos, como potência de entrada, corrente de fuga, rigidez dielétrica; ensaios mecânicos, a exemplo de robustez mecânica, partes móveis, dispositivos sob

pressão; ensaios de radiação; ensaios térmicos e contra fogo; ensaios de exatidão de dados e características de dados incorretos, dentre vários outros.

De acordo com as definições da norma técnica ABNT NBR IEC 60601-1, o equipamento proposto neste trabalho deve atender às características e configurações a seguir:

- Equipamento eletromédico Classe I, isto é, energizado por uma fonte de alimentação elétrica externa;
- Parte Aplicada Tipo B para proteção contra choque elétrico, particularmente levando em consideração corrente de fuga por meio do paciente e corrente auxiliar por meio do paciente. Adequada para não aplicação cardíaca direta;
- Proteção contra choque elétrico e desfibrilação;
- Embalagem com as devidas marcações de segurança;
- Conexão a uma fonte de alimentação CC externa;
- Proteção mecânica da fiação e cabos internos, protegendo contra o contato com uma parte móvel ou contra fricção em arestas e cantos vivos que levariam a prováveis danos à isolamento;
- Equipamento projetado para que seja improvável a danificação de fiação, cabos ou componentes durante a montagem ou abertura ou fechamento de tampas de acesso, onde tal danificação possa resultar em uma situação perigosa;
- Sistemas de alarme para indicação de anormalidade e meio de controle de riscos, levando em consideração qualquer risco associado com a operação ou falha do sistema de alarme.

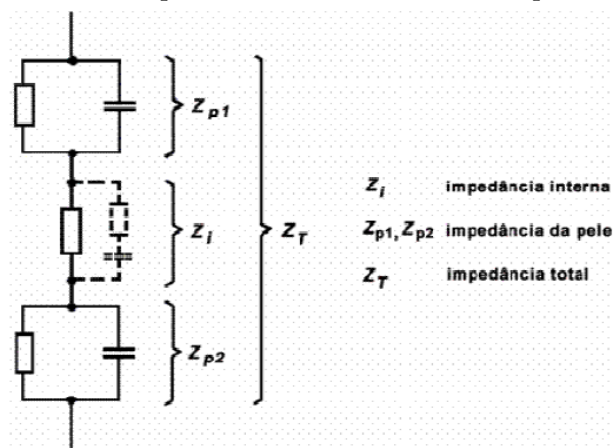
c) NBR IEC 60479-1: Efeito da corrente sobre seres humanos e animais domésticos.

Publicada a primeira edição em 1974, a NBR IEC 60479-1 foi elaborada para tratar dos efeitos da corrente sobre seres humanos e animais domésticos, descrevendo sobre a relação entre corrente, tensão e impedância do corpo humano.

A impedância (Z) representa o efeito de oposição à passagem de corrente que os elementos de um circuito oferecem, demonstrando a determinação da amplitude do sinal de corrente e sua defasagem em relação ao sinal de tensão. As impedâncias adquirem valores diversos, dependendo de fatores como o percurso da corrente, tensão de contato, duração da passagem da corrente, frequência, grau de umidade da pele, área da superfície de contato, pressão exercida e temperatura (SEGUNDO, 2015).

A impedância elétrica total do corpo humano é composta por impedância interna do corpo humano e impedância de pele (SIEMENS, 2005). Os conceitos destas impedâncias são: Impedância interna do corpo humano (Z_i) é a impedância entre dois eletrodos em contato com duas partes do corpo humano, desprezando as impedâncias da pele, podendo ser considerada predominantemente resistiva; impedância da pele (Z_p) é a impedância entre um eletrodo sobre a pele e os tecidos condutivos subcutâneos, sendo considerada uma associação de resistências e capacitâncias; impedância total do corpo humano (Z_T) é a soma vetorial da impedância interna do corpo humano e da impedância da pele, conforme a Figura 2.21.

Figura 2.21 – Impedância elétrica total do corpo humano.



Fonte: Siemens (2005).

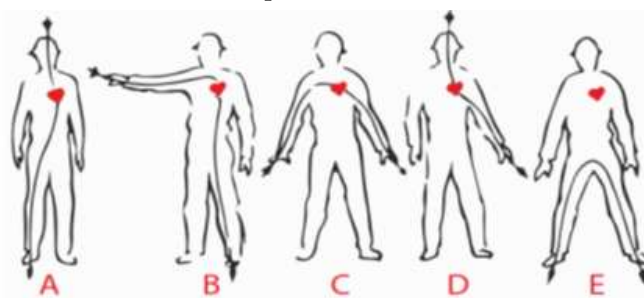
Calcular a impedância de um corpo torna-se inviável por fatores da própria composição que sofrem constantes alterações, como músculos, órgãos, sangue, tecidos e articulações. Diante da variação da impedância do corpo humano, a norma considera o risco de fibrilação ventricular (parada cardíaca) a causa principal dos acidentes fatais, na faixa de frequência de 15 Hz a 100 Hz (SIEMENS, 2005).

Conforme a NBR IEC 60479-1, a corrente elétrica que passa em um corpo pode ser dividida em quatro tipos:

- Corrente longitudinal: Corrente circulando no sentido longitudinal pelo tronco do corpo humano, por exemplo, da mão para o pé.
- Corrente transversal: Corrente circulando no sentido transversal pelo tronco do corpo humano, por exemplo, de uma mão para a outra.
- Corrente ascendente: Corrente contínua pelo corpo humano onde os pés representam a polaridade positiva.
- Corrente descendente: Corrente contínua pelo corpo humano onde os pés representam a polaridade negativa.

No corpo humano há diferentes trajetos para o percurso da corrente, como mostra a Figura 2.22.

Figura 2.22 – Possíveis caminhos para a corrente elétrica no corpo humano.



Fonte: Guedes (2018).

A Tabela 2.2 apresenta o percentual de corrente elétrica que passa pelo coração em cada uma das formas de trajeto, complementando as informações da Figura 2.21.

Tabela 2.2 – Porcentagem da corrente no coração.

Trajeto	Porcentagem da corrente no coração
Da cabeça para o pé direito (A)	9,70%
Da mão direita para o pé esquerdo (B)	7,90%
Da mão direita para a mão esquerda (C)	1,80%
Da cabeça para a mão esquerda (D)	1,80%
Entre os pés (E)	0%

Fonte: Adaptado de Guedes (2018).

O limiar de sensação é definido como a sensibilidade do organismo à passagem de corrente elétrica, ocorrendo com uma intensidade de 1 mA para corrente alternada e 5 mA para corrente contínua. O efeito desse limiar depende de vários parâmetros, como a área do corpo em contato com um eletrodo (área de contato), as condições de contato (seco, úmido, pressão, temperatura) e as características fisiológicas do indivíduo. Um valor geral de 0,5 mA, independentemente do tempo, é assumido nesta norma (GUEDES, 2018). Para durações de choque inferiores a 0,1 segundos, a fibrilação pode ocorrer para intensidades de corrente superiores a 500 mA, e é provável ocorrer para intensidades de corrente na ordem de vários ampères (SIEMENS, 2005).

As partes do corpo humano cujo funcionamentos são mais sensíveis às correntes elétricas externas são o cérebro, os músculos do tórax, os centros nervosos que controlam a respiração, e os músculos do coração. Os efeitos biológicos no corpo humano dependem da intensidade da corrente externa aplicada e do tempo de aplicação, como mostrado na Tabela 2.3.

Tabela 2.3 – Efeito da corrente elétrica (60 Hz, 1 s).

Corrente	Efeito
Até 0,5 mA	Nenhum efeito importante.
0,5 mA a 2 mA	Limiar de sensibilidade.
2 mA a 10 mA	Dor, contrações musculares.
10 mA a 20 mA	Aumento dos efeitos musculares, alguns danos em volta dos 16 mA; acima desse valor, não podem ser aplicados eletrodos.
20 mA a 100 mA	Parada respiratória.
100 mA a 3 A	Fibrilação ventricular que pode ser fatal, a menos que a ressuscitação aconteça imediatamente.
Acima de 3 A	Parada cardíaca, o coração pode voltar a funcionar se o choque elétrico for muito breve; queimaduras muito sérias.

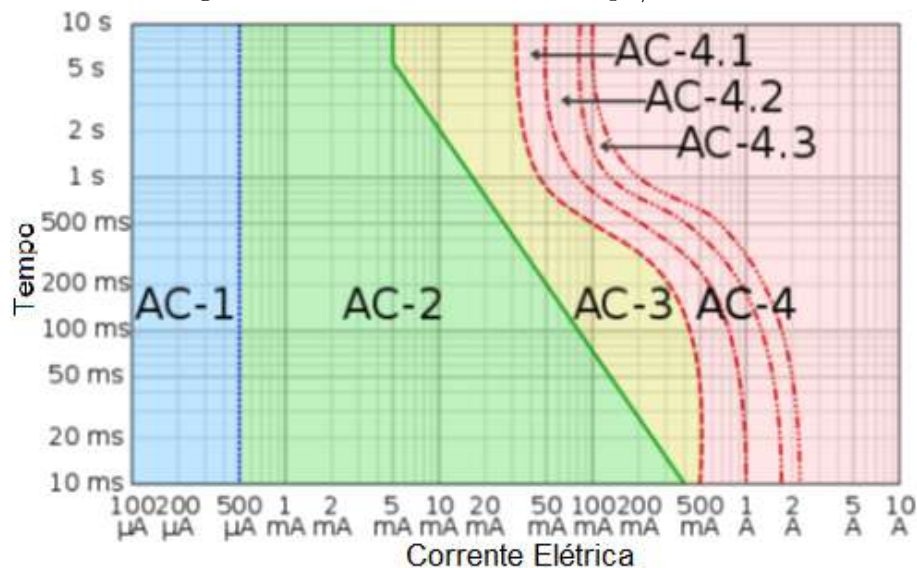
Fonte: Adaptado de Guedes (2018).

A fibrilação ventricular é considerada a principal causa de morte por choque elétrico, assim como, também, há alguma evidência de morte devido à asfixia ou à parada cardíaca. Existem efeitos patofisiológicos que podem ocorrer sem fibrilação ventricular, como contrações musculares, dificuldade de respiração, aumento da pressão arterial, perturbações de formação e condução de impulsos no coração, inclusive fibrilação do átrio e parada cardíaca passageira. Nestes efeitos não há letalidade e normalmente são reversíveis.

Com correntes de vários ampères que duram mais que segundos, podem ocorrer queimaduras profundas ou outros danos sérios, que podem ser internos, podendo causar até a morte (SIEMENS, 2005). O gráfico na Figura 2.25 permite analisar e interpretar as consequências da corrente elétrica em relação a diferentes intensidades. E a Tabela 2.4 apresenta os efeitos fisiológicos em cada zona da Figura 2.23, denominadas AC-1, AC-2, AC-3, AC-4, AC-4.1, AC-4.2 e AC-4.3.

Sendo assim, nesta proposta de trabalho, o caso desejado deve ser o da zona AC-1, pois não há nenhuma reação nessa zona. Ela se encontra entre o zero e 0,5 mA de fuga de corrente, garantindo segurança a quem recebe a corrente elétrica.

Figura 2.23 – Gráfico da zona tempo/corrente.



Fonte: Adaptado de Guedes (2018).

Tabela 2.4 – Zona tempo/corrente em C.A. para 15 Hz até 100 Hz.

Designação da Zona	Efeitos Fisiológicos
AC-1	Normalmente sem reação.
AC-2	Normalmente nenhum efeito fisiológico prejudicial.
AC-3	Normalmente nenhum dano orgânico é esperado. Probabilidade de contrações musculares.
AC-4	Aumentando a intensidade e tempo, efeitos patofisiológicos perigosos, como parada cardíaca, parada da respiração e queimaduras severas podem ocorrer além dos efeitos de zona AC-3.
AC-4.1	Probabilidade de fibrilação ventricular aumentando até aproximadamente 5%.
AC-4.2	Probabilidade de fibrilação ventricular até aproximadamente 50%.
AC-4.3	Probabilidade de fibrilação ventricular acima de 50%.

Fonte: Guedes (2018).

2.3 Condicionamento do Sinal de Eletrocardiograma

2.3.1 O Amplificador de Instrumentação

De acordo com Silva (2015, p. 35) ao se iniciar projetos de hardware com circuitos discretos na área da instrumentação biomédica, principalmente como o do presente trabalho, que trata do sinal do Eletrocardiograma, é imprescindível que no circuito de aquisição e condicionamento do sinal esteja presente logo no primeiro estágio, que seria o estágio de pré-amplificação do mesmo, um amplificador

que mitigue os problemas que já são inerentes deste tipo de aplicação de circuitos analógicos, pois isso influencia diretamente na qualidade do projeto.

O amplificador operacional é necessário para executar essa tarefa, pois o mesmo deve capturar a diferença dos sinais de tensão advindos dos dois eletrodos que estão conectados na superfície da pele do usuário e então amplificar esse sinal, devendo lhes dar com questões como:

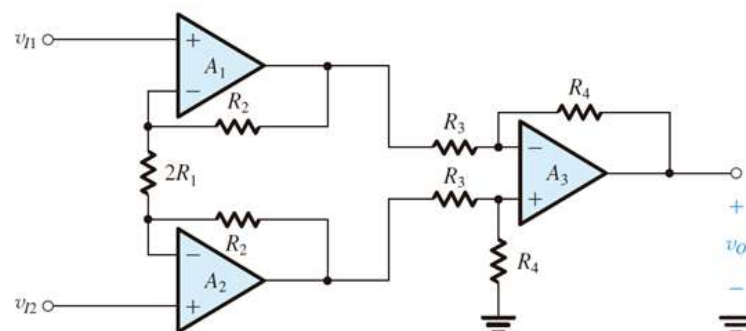
- Rejeitar o Sinal de Modo Comum, reduzindo efeitos de potenciais com valores elevados e também os ruídos elétricos inerentes ao ambiente;
- Possuir uma alta impedância de entrada, que são vistas de forma diferente por essas fontes de sinais, causando um possível desbalanceamento de impedância.

Para isso, um amplificador operacional comum que já é construído para realizar a operação diferencial não consegue satisfazer essas necessidades, pois não possuem o valor de CMRR e a impedância de entrada adequadas para esse tipo de aplicação, que foram enumeradas por Silva (2015, p. 34) como sendo:

- Possuir 3 dB para uma faixa de frequência de 0,05 a 100 Hz;
- Os Níveis de Tensão de Entrada CC não podem saturar o Amplificador;
- O Ganho precisa ser entre uma faixa de 200 à 1000 V/V, ou de 46 a 60 dB;
- O Amplificador não pode saturar para uma tensão de entrada por volta de 5 mV de Amplitude;
- Deve possuir um CMRR com mais de 60 dB.

A partir das necessidades citadas para esse tipo de aplicação, é então necessário o uso para o projeto, de um Amplificador de Instrumentação (AI) ou (INA - *Instrumentation Amplifier*). O Amplificador de Instrumentação é, segundo Sedra (2014, p. 82), basicamente um amplificador operacional que se destaca por integrar um alto valor de CMRR, além de proteções contra sobretensões, alta impedância de entrada e baixa impedância de saída quando comparado com os amplificadores operacionais padrões. Na Figura 2.24 é possível ver a construção discreta de um clássico AI com 3 AOPs, na prática, ele geralmente é um circuito integrado que pode ser formado por dois ou três AOPs em um conjunto de malha fechada com entrada diferencial. O AI com 3 amplificadores operacionais é dividido em dois estágios, sendo o primeiro estágio, onde temos os sinais de tensão na entrada inversora (v_{I1}) e não-inversora (v_{I2}) além do resistor que irá controlar o ganho diferencial do AI, R_1 . O segundo estágio é composto por um amplificador de diferença.

Figura 2.24 – Circuito de um Amplificador de Instrumentação típico.



Fonte: Sedra (2014).

Temos, então que o ganho diferencial do AI pode ser dado pela equação (2.1):

$$G_{diferencial} = \frac{R_4}{R_3} \times \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) \left[\frac{V}{V} \right] \quad (2.1)$$

E que a Tensão do Sinal de Saída (v_O), é dada pelas equações (2.2) e (2.3):

$$v_O = G_{diferencial} \times (v_{I2} - v_{I1}) [V] \quad (2.2)$$

$$v_O = \frac{R_4}{R_3} \times \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) \times (v_{I2} - v_{I1}) [V] \quad (2.3)$$

Geralmente, em AIs comerciais os valores de R_3 e R_4 são iguais, e o valor de R_2 já é definido pelo fabricante que o projetou, o que reduz o ganho diferencial como dependente apenas do valor de R_1 ou também encontrado como R_G , que é inserido externo ao encapsulamento do IC. Os AIs podem ser projetados pelos fabricantes para aplicações em diferentes áreas, como:

- Amplificadores com Ponte de Wheatstone;
- Instrumentação médica e aquisição de dados;
- Processamento de sinais, dentre outras aplicações.

2.3.2 Filtro Passa-Altas Utilizado

Após a etapa de pré-amplificação do sinal do ECG, uma outra etapa bastante importante é a de filtragem do sinal cardíaco. Como visto anteriormente, o mesmo é composto pelo somatório de alguns sinais com frequências variadas, e com isso formando uma faixa que contém todas essas frequências. No intuito de limpar o sinal de ECG de ruídos compostos por frequências superiores e inferiores a essa banda fundamental do sinal, faz-se necessário o uso de um filtro passa-banda, projetado para que apenas a banda fundamental do sinal de interesse seja preservada.

Existem na literatura três grandes grupos de filtros, os Filtros Analógicos Ativos, os Filtros Analógicos Passivos e os Filtros Digitais. Os Filtros Analógicos Ativos são aqueles que apresentam elementos no circuito que necessitam de uma fonte de tensão independente, como transistores semicondutores, válvulas e os amplificadores operacionais, que possuem o circuito interno de seu encapsulamento fabricado com vários estágios que utilizam a tecnologia dos semicondutores, como Transistores Bipolares de Junção (TBJ), MOSFETs, etc. Já os Filtros Analógicos Passivos são aqueles que apenas utilizam componentes eletrônicos passivos tal como, resistores, capacitores e indutores que não necessitam de uma fonte de tensão independente para realizar a filtragem do sinal de entrada. E por último, os Filtros Digitais, em que o sinal analógico de entrada é convertido em um sinal digital por meio de um ADC. O sinal de análise amostrado é então filtrado por um software e posteriormente é reconvertido para o domínio analógico por meio de um DAC.

Algumas vantagens dos Filtros Analógicos Ativos podem ser:

- Viabilidade do ganho de tensão e de corrente elétrica do sinal;
- Facilidade de casamento de impedância;
- Dispensa do uso de indutores, que possuem dimensões e massa bem mais elevadas que os resistores e os capacitores, além do preço em sistemas que irão operar em frequências mais baixas;

- Associação em cascata de estágios simples e a partir disso, desenvolver filtros mais complexos;
- Grande gama de Amplificadores Operacionais disponíveis no mercado, aumentando a versatilidade para o desenvolvimento de projetos de eletrônica.

E também algumas possíveis desvantagens são:

- A resposta em frequência dependerá das características dos próprios Amplificadores Operacionais selecionados para o desenvolvimento do projeto;
- Não é possível utilizar esses tipos de filtros em sistemas que operem em média e alta potência.

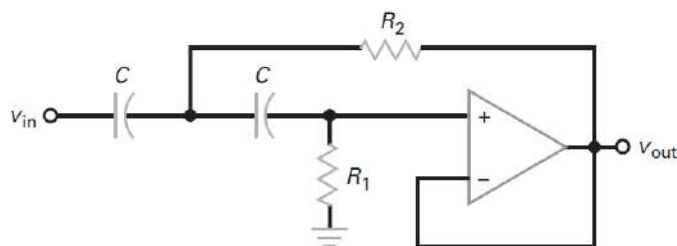
No presente projeto, o estágio de filtragem do sinal do ECG utilizará um filtro com a função Passa-Faixa que será composto por um Filtro com a função Passa-Altas em cascata com um Filtro com a função Passa-Baixas. Os mesmos utilizarão a topologia Sallen-Key, também conhecida como topologia VCVS (*Voltage-Controlled Voltage Source*). Ambos os filtros Passa-Altas e Passa-Baixas Sallen-Key serão projetados como sendo de 2ª Ordem.

No presente subtópico será abordado o equacionamento relativo ao Filtro Ativo Passa-Altas topologia Sallen-Key. Segundo Malvino (2016, p. 813) os filtros Sallen-Key Passa-Altas e Baixas podem ser implementados utilizando três aproximações básicas, sendo elas: Butterworth, Chebyshev e Bessel. Os filtros Sallen-Key de ordem superior à primeira ordem são geralmente implementados conectando-se filtros de primeira ordem em cascata do estágio de segunda ordem, sendo que, cada estágio de filtro de segunda ordem apresenta uma frequência ressonante e um fator de qualidade Q para determinar qual o valor máximo obtido no conjunto.

A Figura 2.25 mostra o Filtro Passa-Altas Sallen-Key com ganho de tensão unitário e suas equações. Para o projeto deste filtro, existem alguns critérios básicos a serem levados em conta, como:

- Primeiramente é selecionado o Fator de Qualidade (Q) e a Frequência de Corte (f_c) do Filtro;
- Fixa-se então o valor do capacitor C_1 como sendo igual a C_2 , ou seja, $C_1 = C_2 = C$, e os mesmos são responsáveis por determinar a impedância de entrar na faixa de bloqueio do filtro;
- A partir das fórmulas é calculado então o valor dos resistores;
- Em termos de projeto, é sempre importante utilizar um filtro que contenha um AOP com uma largura de banda (BW) de pelo menos 10 vezes a Frequência de Corte do Filtro.

Figura 2.25 – Filtros Passa-Altas Sallen-Key de 2ª Ordem com resistências iguais e ganho de tensão unitário.



Fonte: Malvino (2016).

A Frequência de Corte do Filtro pode ser dada pela equação (2.4):

$$f_c = \frac{1}{2 \times \pi \times \sqrt{R_1 \times R_2 \times C_1 \times C_2}} [Hz] \quad (2.4)$$

E o Fator de Qualidade na equação (2.5) é dado por:

$$Q = \frac{\sqrt{R_1 \times R_2 \times C_1 \times C_2}}{R_2 \times (C_1 + C_2)} \quad (2.5)$$

A Função de Transferência na equação (2.6) é dado por:

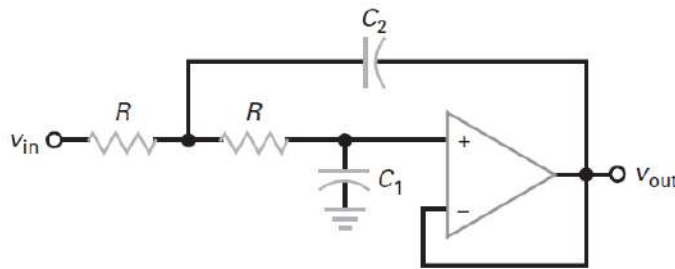
$$H(s) = \frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{s^2}{s^2 + (2 \times \pi) \times \left(\frac{f_c}{Q}\right) \times s + (2 \times f_c)^2} \quad (2.6)$$

2.3.3 Filtro Passa-Baixas Utilizado

De forma semelhante ao Filtro Passa-Altas do subtópico anterior, é então realizado nesse capítulo uma analogia da construção e equacionamento do Filtro Passa-Baixas. Visto na Figura 2.26. No projeto deste Filtro VCVS de 2ª Ordem, os critérios básicos demonstrados anteriormente são reutilizados:

- Seleciona-se o Fator de Qualidade (Q) e a Frequência de Corte (f_c) do Filtro Passa-Baixas;
- Fixa-se então o valor do resistor R_1 como sendo igual a R_2 , ou seja, $R_1 = R_2 = R$, e os mesmos agora são responsáveis por determinar a impedância de entrar na faixa de bloqueio do filtro;
- A partir das fórmulas é calculado então o valor dos capacitores, além de utilizar um filtro que contenha um AOP que possua uma largura de banda (BW) de pelo menos 10 vezes a Frequência de Corte do Filtro.

Figura 2.26 – Filtros Passa-Baixas Sallen-Key de 2ª Ordem com resistências iguais e ganho de tensão unitário.



Fonte: Malvino (2016).

A Frequência de Corte do Filtro pode ser dada pela equação (2.7):

$$f_c = \frac{1}{2 \times \pi \times \sqrt{R_1 \times R_2 \times C_1 \times C_2}} [Hz] \quad (2.7)$$

E o Fator de Qualidade na equação (2.8) é dado por:

$$Q = \frac{\sqrt{R_1 \times R_2 \times C_1 \times C_2}}{C_1 \times (R_1 + R_2)} \quad (2.8)$$

A Função de Transferência na equação (2.9) é dado por:

$$H(s) = \frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{(2 \times \pi \times f_c)^2}{s^2 + (2 \times \pi) \times \left(\frac{f_c}{Q}\right) \times s + (2 \times f_c)^2} \quad (2.9)$$

2.3.4 Filtro Rejeito-Faixa Utilizado

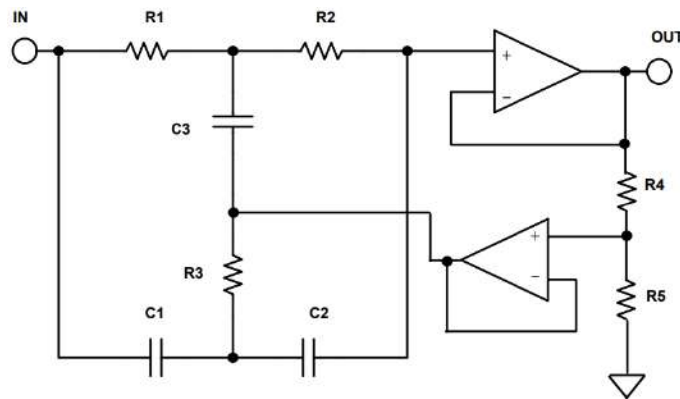
Silva (2015) informa a respeito da necessidade de um filtro com a função Rejeita-Faixa ou Rejeita-Banda devido a presença do sinal da rede elétrica que possui uma frequência de 60 Hz, e o mesmo acaba por criar campos magnéticos variáveis que acarretam alguns problemas como indução em condutores expostos sem isolamento, o que faz com que o mesmo acabe por se transformar em uma antena. Para além disso o campo elétrico variável também é responsável por induzir o ruído da rede elétrica que possui uma frequência de 60 Hz pelo sistema de aterramento. O que ocorre é que pelo fato do sinal do ECG possuir um baixo valor de amplitude, esse ruído da rede elétrica acaba por se tornar um grande problema obscurecendo os dados do sistema de aquisição e fazendo com que o diagnóstico seja incorreto.

Existem algumas topologias de filtros Rejeita-Faixa, dentre elas, uma das mais utilizadas é a topologia do Filtro Rejeita-Faixa Duplo-T, da Figura 2.27, que, a propósito, é um filtro de 2ª Ordem. A Topologia Duplo-T possui uma certa superioridade em topologias como a topologia Ponte de Wien, o filtro Duplo-T se trata de um arranjo de um Filtro Passivo Passa-Baixas formado por R1, R2 e C1 que é conectado em paralelo com um Filtro Passivo Passa-Altas formado por C2, C3 e R3.

Uma possível desvantagem abordada por Silva (2015) seria que o Filtro Duplo-T é dificilmente calibrável, por conta da exigência de seis componentes de alta precisão para que a Frequência de Corte e o Fator de Qualidade se adeque ao esperado.

É possível implementar o Filtro Rejeita-Faixa Duplo-T de forma passiva e ativa. O fato é que quando se é utilizado a forma passiva, existe uma perda no Fator de Qualidade (Q), tendo um valor médio semelhante a 0,25. Já para o uso da forma ativa teremos uma realimentação, segundo a Figura 2.27, no nó entre C1 e R3, o que também irá influenciar o ganho do sinal de análise.

Figura 2.27 – Filtro Rejeita-Faixa topologia Sallen-Key ou Filtro Notch Duplo-T.



Fonte: Analog Devices (2020).

Ao se projetar esse tipo de filtro é necessário utilizar os valores para os resistores como sendo $R = R1 = R2 = 2 \times R3$, e $C = C1 = C2 = C3/2$, para os capacitores. Temos Frequência de Rejeição (f_0) do Filtro sendo dada na equação (2.10) e o Fator de Qualidade mostrado na equação (2.11):

$$f_0 = \frac{1}{2 \times \pi \times R \times C} [Hz] \quad (2.10)$$

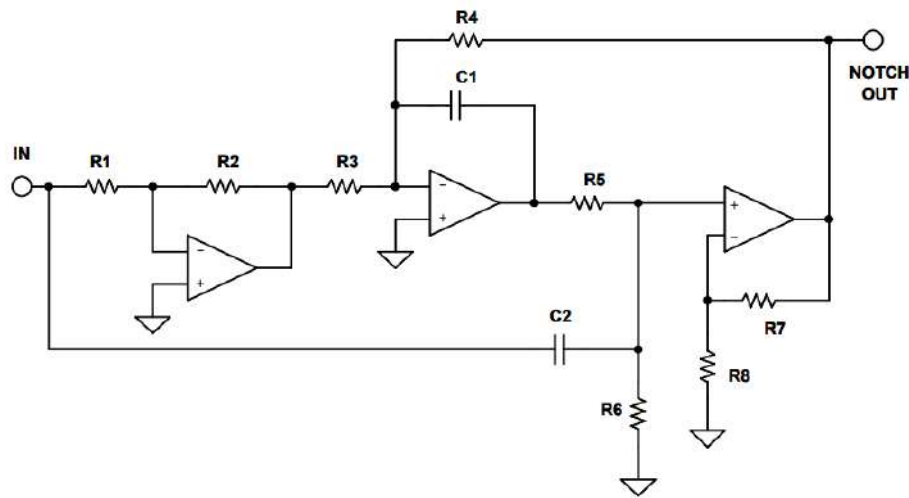
$$Q = \frac{R4 + R5}{4 \times R4} \quad (2.11)$$

A Função de Transferência para o Filtro Rejeita-Faixa Duplo-T é mostrada na equação (2.12):

$$H(s) = \frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{s^2 + \frac{1}{R \times C}}{s^2 + \left(\frac{4}{R \times C}\right) \times \left(1 - \frac{R5}{R4 + R5}\right) \times s + \frac{1}{R \times C}} \quad (2.12)$$

A topologia Bainter da Figura 2.28 possui a seguinte configuração e função de transferência na equação (2.13), mais detalhes sobre o dimensionamento do filtro Notch de 60 Hz serão abordados no subtópico 3.1.2.

Figura 2.28 – Filtro Rejeita-Faixa topologia Bainter ou Filtro Bainter Notch.



Fonte: Analog Devices (2020).

$$H(s) = \frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{\left(\frac{1}{R3 \times R5 \times C1 \times C2}\right) \times s^2}{s^2 + \left(\frac{R5 + R6}{R5 \times R6 \times C2}\right) \times s + \frac{1}{R4 \times R5 \times C1 \times C2}} \quad (2.13)$$

2.4 Proteção do Eletrocardiograma

A seguir será abordado a respeito da fundamentação de alguns dos dispositivos que podem ser destinados a proteção do protótipo proposto, como a isolamento entre o circuito de aquisição e condicionamento do sinal de ECG do paciente, e algumas proteções no estágio pré-amplificação do sinal visando a proteção contra sobre-tensão e EMI.

2.4.1 O Amplificador Isolador

A proteção referente a isolamento entre o equipamento e o paciente, visando evitar quaisquer perigos relacionados a choque elétricos que possam colocar a vida humana em perigo é embasado nas normas vistas anteriormente no subtópico 2.2. Na norma ABNT NBR IEC 60601-1 é tratado a respeito da proteção utilizando circuitos isoladores, como os amplificadores isoladores aplicados a instrumentação biomédica. Os mesmos têm por princípio isolar eletricamente o paciente do equipamento médico, que está sob influência de oscilações na rede. Desta forma, ele protege o equipamento de quaisquer outras

influências advindas do contato com o paciente, como a ação de um desfibrilador injetando um alto pulso de tensão elétrica que acaba sendo captado pelos eletrodos como também de outros equipamentos, como o equipamento elétrico cirúrgico.

Existem basicamente três tecnologias de isolamento ou acoplamento utilizadas nesses amplificadores:

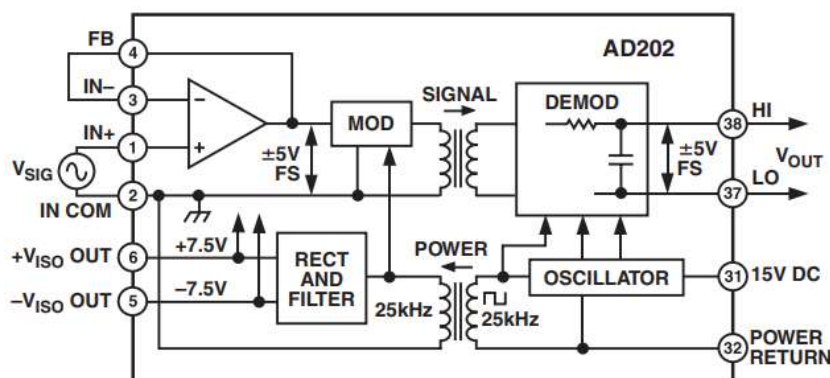
- Barreira de Isolação ou Acoplamento galvânica utilizando Transformadores;
- Barreira de Isolação ou Acoplamento dielétrica utilizando Capacitores;
- Barreira de Isolação ou Acoplamento luminosa utilizando Acopladores Ópticos.

A barreira de isolamento galvânica fornece uma separação das duas partes energizadas do circuito utilizando o princípio de construção de um transformador, ou seja, por meio do núcleo de material ferromagnético, onde há uma circulação de fluxo magnético induzido pela corrente elétrica da entrada, e o mesmo induz uma corrente elétrica na saída.

Na Figura 2.29 ilustra-se o diagrama funcional de um exemplo de amplificador de isolamento acoplado com transformador. O AD202 utiliza esse tipo de isolamento tanto para a isolamento do sinal de análise quando para a parte de alimentação dos circuitos internos do IC, visando a redução de custos com conversores DC-DC externos. O mesmo foi desenvolvido para algumas aplicações como aquisição de dados multicanal, medições de corrente em *shunts*, controle de motores, isolamento dos sinais de processos e amplificador de instrumentação para altas tensões.

Os AD202/AD204 possuem alguns parâmetros como uma isolamento para a tensão de modo comum de pico de até 2 kV_{CC} , com um CMRR de 100 dB ($G = 1\text{ V/V}$) até 130 dB ($G = 100\text{ V/V}$), uma corrente de fuga de até $2\text{ }\mu\text{A}$, além do modelo AD204 consumir uma baixa potência de 35 mW para ser polarizado e conseguir operar corretamente.

Figura 2.29 – Diagrama funcional do Amplificador Isolador AD202.



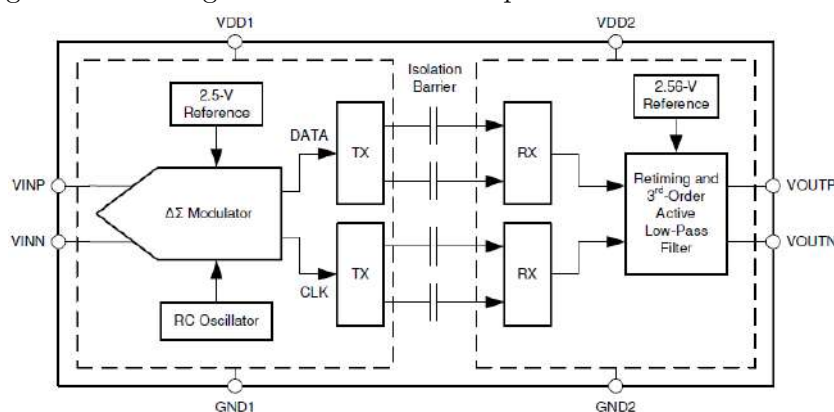
Fonte: Analog Devices (2002).

Já na barreira de isolamento capacitiva, os mesmos são construídos fazendo o uso de capacitores geralmente com Dióxido de Silício (SiO_2) como material isolante, que são resistentes a interferências magnéticas. Esse tipo de barreira de isolamento segundo a Texas Instruments (2019) é certificado para fornecer uma isolamento galvânica para uma tensão de pico de até 4.250 V_{CC} , de acordo com as normas DIN VDE V 0884-11: 2017-01 e UL 1577. Existem dois tipos mais conhecidos de barreiras de isolamento capacitivas sendo a primeira a Básica, onde temos um conjunto de isolamento composto por vários capacitores com SiO_2 em paralelo, como na Figura 2.30, e a segunda, a Reforçada, onde temos mais um capacitor em série em cada uma das linhas de isolamento da barreira do amplificador.

Na Figura 2.30 ilustra-se o diagrama funcional do AMC1100, onde tem-se a esquerda a entrada no modo diferencial do sinal de análise a ser isolado (VINP e VINN) a direita (VOUTP e VOUTN) vemos o sinal de análise isolado e amplificado, com um ganho típico de 8 V/V e precisão de 0,5%.

As aplicações que no qual o CI AMC1100 foi desenvolvido para operar são basicamente em sensores de corrente baseados em resistores *shunt*, sendo eles inseridos em medidores de energia elétrica, inversores de frequência do tipo *string* e aplicações diversas na parte de medição de energia. É uma indicação do fabricante que o CI em questão seja alimentado por fontes isoladas, visto que o dispositivo foi projetado para impedir que correntes ricas em ruído, como as correntes de modo comum em linhas de alta tensão, que quando são injetadas no solo local podem causar danos como interferências ou queimas nos circuitos mais sensíveis. Algumas das características desse CI são o CMRR de 108 dB, a baixa não linearidade máxima de 0,075% quando a tensão de alimentação do lado de alta (VDD1) é de $+5V_{CC}$, e o baixo ruído típico de $3,1 \text{ mV}_{RMS}$.

Figura 2.30 – Diagrama funcional do Amplificador Isolador AMC1100.



Fonte: Texas Instruments (2019).

No caso da barreira de isolamento luminosa dos acopladores ópticos, os mesmos são geralmente construídos com o auxílio de um LED na emissão do sinal elétrico em forma de sinal luminoso e um fotodiodo ou fototransistor na recepção e reconversão do sinal luminoso em sinal elétrico. Silva (2015) aborda em seu trabalho de conclusão, que utilizou um amplificador isolador construído com essa técnica sendo o mesmo inserido a jusante dos eletrodos conectados ao paciente e a montante da etapa de pré-amplificação com um INA, isolando o paciente do circuito energizado. O princípio de funcionamento do mesmo é que idealmente não exista fluxo de corrente elétrica por meio da barreira de isolamento luminosa, porém na prática isso é limitado pelo valor do IMRR informado pelo fabricante do dispositivo, esse valor de IMRR não é infinito e, por conta disso, existe a possibilidade que haja uma corrente de fuga. Existe também a questão da não linearidade e da instabilidade em optoacopladores, como os que são fabricados para aplicações digitais, por conta da influência do tempo e do aumento da temperatura.

O autor traz também um modelo de amplificador isolador que utiliza essa tecnologia, o Burr-Brown 3650 (vide Figura 2.31), um amplificador de isolamento linear acoplado opticamente. O mesmo foi desenvolvido nos anos 2000 para aplicações de aquisição de dados, controle de processos industriais, elementos de interface, monitoramento de pacientes e medições biomédicas. O CI ainda possui alguns parâmetros bastante interessantes para a aplicação em projetos de instrumentação biomédica como uma tensão de modo comum de 2 kV_{CC} , com um CMRR de 140 dB, além de uma corrente de fuga de $0,35 \mu\text{A}$, porém o mesmo se encontra com difícil acesso para a aquisição no mercado nacional/internacional.

[illegible]

com intervalos bem menores. Com isso, podemos ver na Tabela 2.5 os valores típicos desses transientes de tensão em eletrocardiógrafos durante os eventos supracitados:

Tabela 2.5 – Fontes de Transientes de Entrada e sua magnitude de tensão típica.

Fontes de Transientes de Entrada	Magnitude Típica
Desfibrilação	$\sim 5.000\text{ V}$
Descarga Eletrostática (ESD)	$\geq 2.000\text{ V}$
Unidades de Radiofrequência Eletrocirúrgicas (ESU)	$\sim 300\text{ a }2.000\text{ V}$
Contato Acidental com uma Fonte de Alimentação	$\sim 110\text{ a }220\text{ V}$

Fonte: Adaptado de Bansod (2017).

Em seguida são definidos os três primeiros eventos da Tabela 2.6, sendo a desfibrilação causada quando vítimas de parada cardíaca súbita necessitam ser salvas por um desfibrilador, que consiste em um dispositivo que aplica um choque de curta duração diretamente no peito do paciente, a amplitude da tensão do choque varia entre 3 a 5 kV, o que gera uma corrente elétrica de cerca de 50 A, o que interrompe o processo de fibrilação do coração, fazendo o mesmo falhar na sincronização adequada com os outros órgãos do corpo, o que também permite que o coração acabe por restaurar o seu ritmo normal, reiniciando o bombeamento do volume de sangue, de forma adequada (BANSOD, 2017).

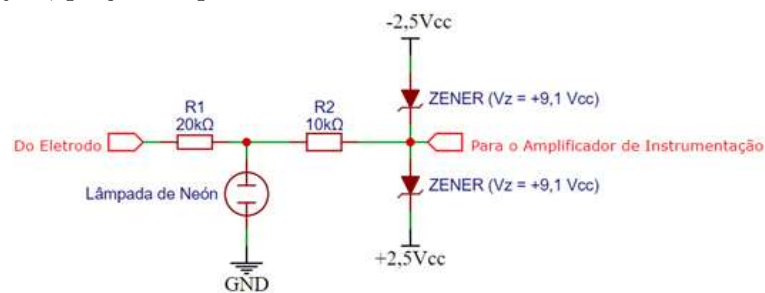
Já a descarga eletrostática é uma descarga transitória causada por cargas estáticas devido ao manuseio do ser humano ou do equipamento elétrico podendo resultar na ocorrência de uma sobrecorrente ou sobretensão no circuito subjacente, ou seja, causando um dano potencial, pois estas descargas podem envolver intensidades elevadas de correntes que certamente iriam deteriorar o circuito eletrônico. Também podem acontecer surtos de alta tensão devido a vazamentos e/ou curtos que possam retornar para o paciente, no sentido do dispositivo para os eletrodos, fazendo com que ocorra também um choque elétrico no paciente (BANSOD, 2017).

Por último, o evento causado pelas Unidades de Radiofrequência Eletrocirúrgicas, que consiste na interferência eletromagnética de sinais de alta frequência que podem variar de algumas centenas de kHz a 100 MHz possuindo até alguns quilovolts de amplitude, além desse tipo de evento prejudicar o sinal de ECG produzindo um nível de tensão contínua obscurecendo a qualidade do sinal.

Após a exposição dos principais eventos que prejudicam o eletrocardiógrafo, foram propostos pelos autores alguns circuitos de proteção que visam minimizar esses possíveis efeitos nos dispositivos e também preservar a vida do paciente. Os dispositivos limitadores de tensão apresentados consistem em lâmpadas de néon, tubos de descarga de gás e diodos supressores de tensão transiente (TVSs) com tensões de ruptura variando de 70 a 600 V_{CC} .

Segundo Bansod (2017) o primeiro circuito de proteção visto na Figura 2.32 foi desenvolvido pela Texas Instruments, e consiste num estágio de entrada para o INA fazendo o uso de uma Lâmpada de Néon que têm por função desviar a tensão para um nível de 70 a 80 V e fornecer proteção em primeiro nível sendo seguido pela proteção do Diodo Zener, que possui uma tensão de ruptura de + 9,1 V_{CC} e “ V_{CC} ” possui uma tensão de 2,5 V, no caso +2,5 V_{CC} e -2,5 V_{CC} . Os resistores R1 e R2 possuem um valor de 20 k Ω e 10 k Ω , respectivamente e atuam limitando a passagem de corrente elétrica. O circuito de proteção serve, de maneira resumida para tanto limitar a tensão quanto a fixar num nível de 40 V, além de também filtrar a entrada reduzindo os efeitos do ruído da ESU, protegendo o sinal de ECG e o paciente de eventos de sobretensão/sobrecorrente.

Figura 2.32 – Primeiro circuito de proteção do eletrocardiógrafo proposto por Bansod e Barsaiyan, projetado pela Texas Instruments.



Fonte: Adaptado de Bansod (2017).

3 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

3.1 Projeto de Hardware

A presente seção do trabalho destina-se a abordar, de forma mais detalhada, as tecnologias empregadas, suas características técnicas e os circuitos eletrônicos desenvolvidos para o projeto de *hardware* do eletrocardiógrafo, no qual o circuito de aquisição e condicionamento do ECG foi implementado e testado juntamente com os circuitos adjacentes de forma física no próximo capítulo.

3.1.1 Estrutura do Protótipo

O eletrocardiógrafo enquanto dispositivo foi estruturado de acordo com o diagrama de blocos da Figura 3.1, possuindo primeiramente um circuito de aquisição do Eletrocardiograma, sendo esse circuito composto pelas etapas:

- Estágio de Proteção contra interferência de Radiofrequência;
- Estágio de Pré-Amplificação;
- Estágio de 2ª Amplificação e Filtragem do Sinal;
- Estágio de Condicionamento do Sinal;
- Estágio de Isolação Usuário-Equipamento e envio até o Microcontrolador.

Figura 3.1 – Fluxograma contendo o circuito que será implementado no protótipo.



Fonte: Autores (2023).

Nos próximos sub tópicos serão abordados em detalhes todos os circuitos dos estágios citados, bem como a questão da alimentação do protótipo e o armazenamento dos dados.

3.1.2 Circuito de Aquisição do Sinal de ECG

No projeto do circuito de aquisição do sinal de ECG foram levados em consideração os pré-requisitos estipulados no Capítulo 2, de forma a obter um resultado minimamente satisfatório na construção de um protótipo utilizando AOPs e componentes passivos discretos como resistores e capacitores.

Como abordado por Costa (2004, p. 39), algumas das principais funções do Eletrocardiógrafo são:

- Amplificar as diferenças de potenciais oriundas da atividade elétrica do coração na pele do paciente;
- Apresentar o sinal devidamente processado ao operador na forma de registro em papel ou *display*, seja o eletrocardiógrafo analógico ou digital;
- Determinar a frequência cardíaca do paciente;

- Observar os aumentos nas câmaras cardíacas;
- Observar as normalidades na posição anatômica do coração;
- Observar os processos obstrutivos nas artérias coronárias;
- Observar a atividade da musculatura cardíaca;
- Rejeitar as interferências do ambiente ou fisiológicas.

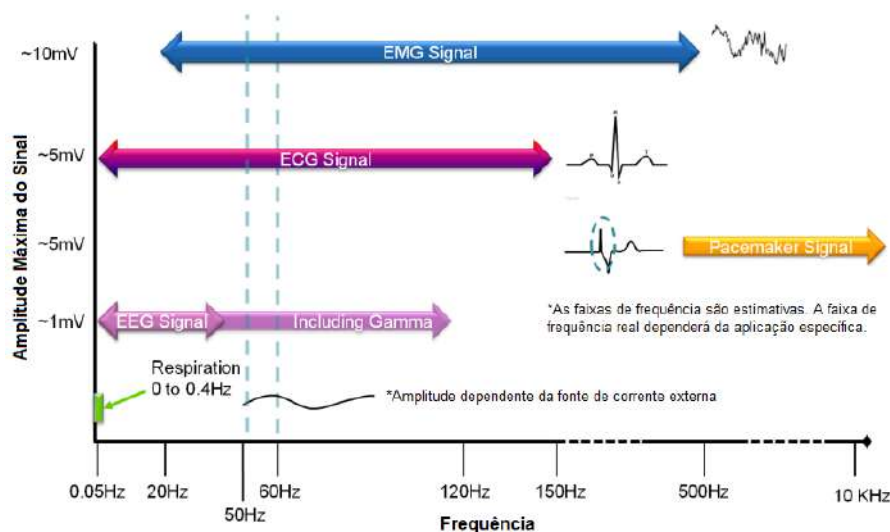
Mesmo que o protótipo a ser desenvolvido, não tenha como propósito ser um equipamento destinado ao uso comercial, é importante levar essas características em consideração durante o desenvolvimento do projeto de *hardware* do mesmo.

Antes do desenvolvimento dos circuitos foram revistos e comparados alguns critérios a respeito das características do sinal de ECG nos trabalhos encontrados que, interferem diretamente no dimensionamento, tais como:

- Amplitude do Sinal de ECG;
- Duração do sinal;
- Faixa de frequência.

Na Figura 3.2 ilustra-se algumas estimativas de faixas de frequências que alguns sinais como o EMG, ECG e EEG possuem na decomposição de seu sinal característico. Existe na representação do Eixo Y do Gráfico a Amplitude Máxima do Sinal (*Max Signal Amplitude*) em função da Frequência (*Frequency*) no Eixo X. Na primeira tarja, de cor azul, tem-se o sinal de EMG (*EMG Signal*) ocupando uma faixa de frequência de 20 a 500 Hz e possuindo uma amplitude de 10 mV, seguido pelo Sinal de ECG (*ECG Signal*) ocupando uma faixa de frequência de 0,05 a 150 Hz e uma amplitude de 5 mV na cor roxa, em sequência o Sinal de Marcapasso (*Pacemaker Signal*) com uma faixa de frequência de algo entorno de 500 Hz até algo em torno de 10 kHz e amplitude também de 5 mV, Sinal de EEG (*EEG Signal*) ocupando 0,05 Hz até algo próximo a 50 Hz com uma amplitude característica de 1 mV (TEXAS INSTRUMENTS, 2021).

Figura 3.2 – Faixas da Frequência de Biossinais como o EMG, ECG e EEG, segundo a Texas Instruments.



Fonte: Adaptado de Texas Instruments (2021).

Ao decorrer do levantamento bibliográfico para o pré-projeto foram pesquisados alguns autores que trouxeram faixas características diferentes vistas na Tabela 3.1, com valores de frequência que vão desde 0,05 Hz até 300 Hz.

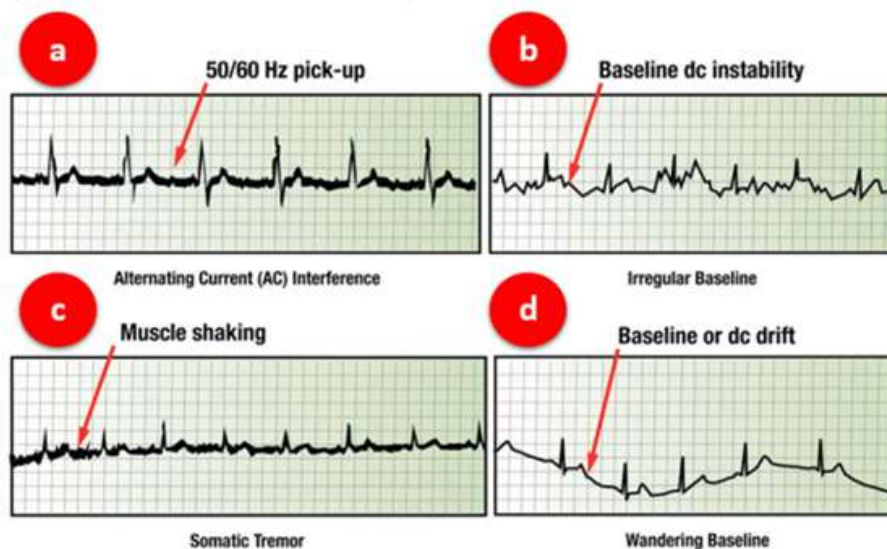
Tabela 3.1 – Faixas de Frequências do Sinal do Eletrocardiograma segundo alguns autores.

Autor	Faixa de Frequência do Sinal Característico
Silva (2015)	0,05 a 130 Hz
Bansod (2017)	0,05 a 100 Hz
Silva (2018)	0,2 a 300 Hz
Zanon (2020)	0,1 a 150 Hz
Texas Instruments (2021)	0,05 a 150 Hz

Fonte: Silva (2015); Bansod (2017); Silva (2018); Zanon (2020) e Texas Instruments (2021).

A Figura 3.3 apresenta alguns efeitos que são inerentes ao sinal cardíaco, como a interferência do ruído de 50 ~ 60 Hz da rede elétrica, a linha de base irregular, a contração muscular e o desvio de linha de base. Todos esses efeitos estão presentes no sinal e podem modificá-lo, dando mais ênfase nas etapas de filtragem do sinal.

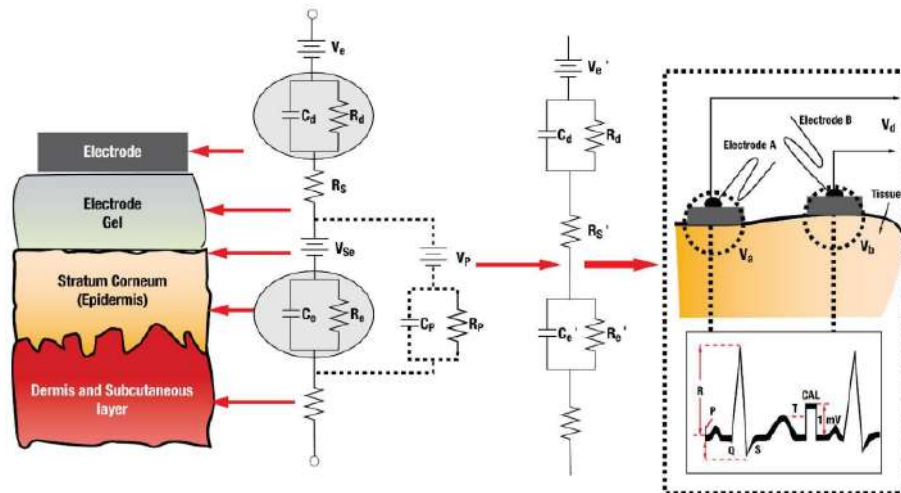
Figura 3.3 – Efeitos inerentes a aquisição do Sinal de ECG, sendo (a) Interferência de Corrente Alternada (CA), (b) Linha de Base Irregular, (c) Contração Muscular e (d) Desvio da Linha de Base.



Fonte: Texas Instruments (2021).

Na Figura 3.4 apresenta-se o modelo da impedância vista entre o eletrodo e a camada da derme humana, demonstrando com maiores detalhes todos os efeitos de resistências variáveis e capacitâncias durante a aquisição do ECG, assim como foi apresentado na Figura 2.21.

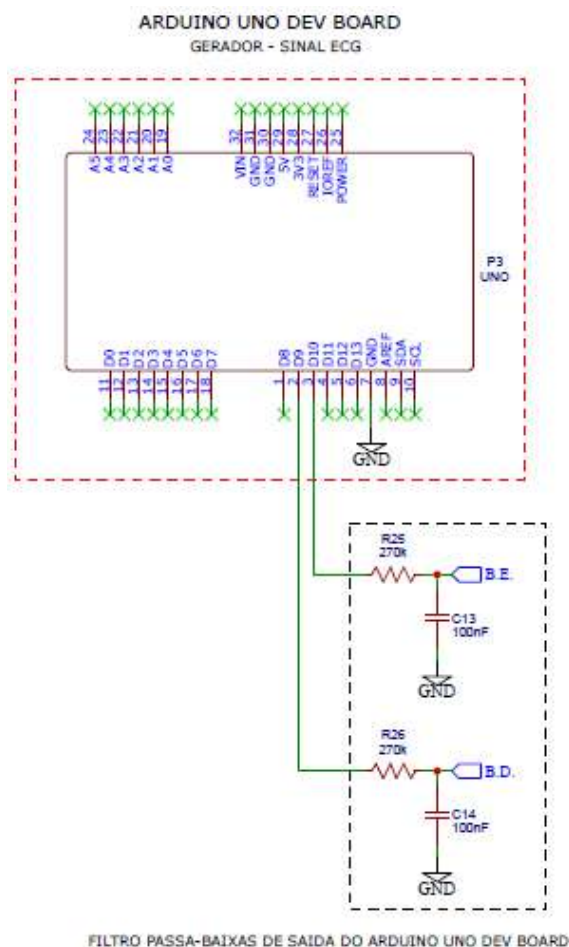
Figura 3.4 – Modelo elétrico a impedância total levando em consideração: Eletrodo (*Electrode*), Gel do Eletrodo (*Electrode Gel*), Epiderme (*Epidermis*) e por fim Derme e Camada subcutânea (*Dermis and Subcutaneous layer*) de um ser humano.



Fonte: Texas Instruments (2021).

No protótipo foi utilizado um gerador de sinal de ECG implementado com o Arduino UNO, que substituirá o sinal bioelétrico gerado pelo ser humano e transduzido por meio de três eletrodos que realizam a aquisição do sinal do braço esquerdo e direito, e a injeção do sinal atrasado em 180° para a perna direita do usuário. Na Figura 3.5 é ilustrado o esquemático do Arduino UNO enquanto Módulo de Desenvolvimento (P1), contendo dois filtros passa-baixa passivos de primeira ordem, que possuem uma frequência de corte de aproximadamente 6 Hz (5,8946 Hz), e remove o sinal de PWM gerado pelo Arduino de aproximadamente 500 Hz, restando apenas o sinal de ECG, que tráfegará até a entrada do Amplificador de Instrumentação. As etiquetas (B.E.) e (B.D.) identificam as saídas do sinal de ECG do **Braço Esquerdo** e do **Braço Direito** do usuário, respectivamente. O filtro para o sinal do B.E. é composto pelo resistor R25 de 270 k Ω e pelo capacitor C13 de 100 nF. De forma semelhante, para o B.D., temos o resistor R26 e o capacitor C14 desempenhando o mesmo papel.

Figura 3.5 – Esquema do Gerador do Sinal Cardíaco utilizando o módulo de desenvolvimento Arduino Uno com o Filtro Passa-Baixas passivo na saída de seus terminais.

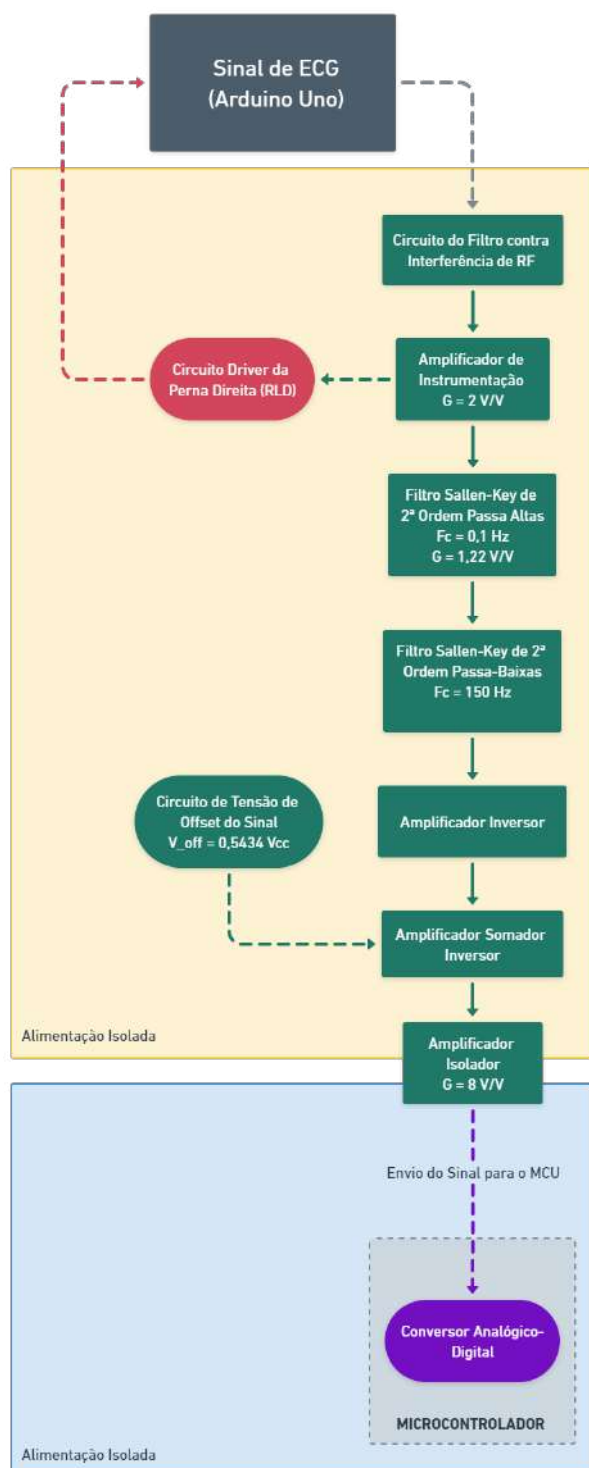


Fonte: Autores (2023).

Na Figura 3.6 temos o diagrama de blocos que irá compor o circuito de aquisição do ECG, sendo composto pelos eletrodos que farão o papel dos sensores, captando o sinal elétrico cardíaco e o enviando para o protótipo. Os circuitos do protótipo são:

- Circuito Elétrico de Proteção contra Sobretenção e Filtro contra Interferência de RF;
- Amplificador de Instrumentação;
- Amplificador Isolador;
- Filtro Passa-Altas;
- Filtro Passa-Baixas;
- Filtro Rejeita-Faixa;
- Amplificador Inversor;
- Amplificador Somador Inversor;
- Circuito *Driver* de Perna Direita;
- Circuito de Tensão de *Offset* do Sinal;
- Conversor Analógico-Digital.

Figura 3.6 – Diagrama de blocos do circuito de aquisição do sinal de ECG a ser implementado.



Fonte: Autores (2023).

Todos os circuitos a serem demonstrados a seguir foram construídos utilizando a plataforma online gratuita para a construção de esquemáticos e *layouts* de PCI, o EasyEDA. A seguir serão apresentados os circuitos de cada estágio da Figura 3.6.

Considerando os circuitos de aquisição do sinal de ECG propostos pelos autores citados no

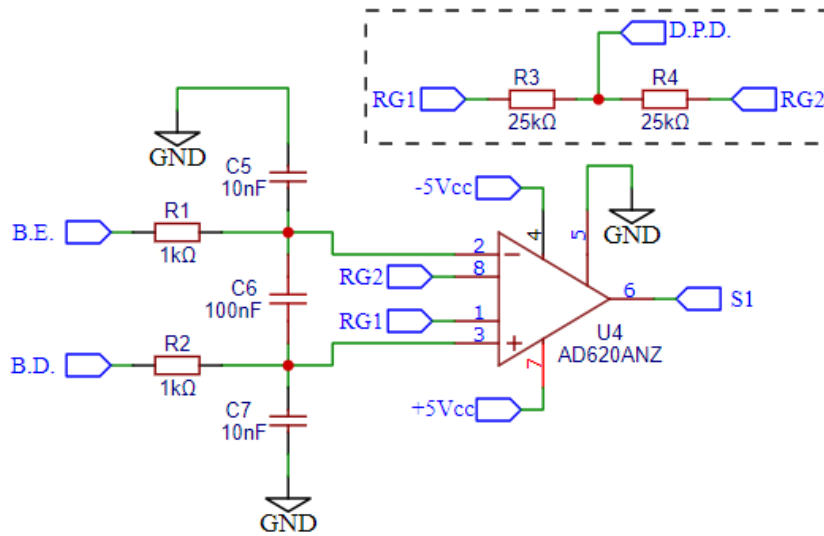
Capítulo 2 e as faixas de frequências da Tabela 3.1, para este trabalho, optou-se pelo circuito de aquisição desenvolvido por Zanon (2020), sendo adotado também a sua faixa de frequência do sinal característico. As etapas analógicas utilizadas como modelo foram:

- Filtro contra Interferência de RF;
- O Amplificador de Instrumentação;
- O Amplificador Somador Inversor;
- O Circuito de Tensão de *Offset* do Sinal.

Após a entrada do sinal cardíaco capturado pelos eletrodos vem o estágio de proteção contra sobretensão e o filtro contra interferências de radiofrequências, que segundo HPS (2022) são frequências pertencentes a banda de 3 kHz até 300 GHz.

O circuito de filtragem contra interferência de radiofrequência foi desenvolvido com o auxílio da folha de dados do AD620, que propõe o uso de um filtro passa-baixas passivo RC. Na Figura 3.7, ele é identificado por meio dos resistores R1 e R2 e pelos capacitores C5, C6 e C7.

Figura 3.7 – Amplificador de Instrumentação AD620 com o estágio de proteção contra Sobre-tensão e Filtro de proteção contra Interferência de RF.



Fonte: Autores (2023).

De acordo com a folha de dados, a fórmula para o cálculo da frequência de corte do filtro para um sinal diferencial, é dado pela equação 3.1. Já, para um sinal em modo comum, é dado pela equação 3.2:

$$f_{diferencial} = \frac{1}{2 \times \pi \times R1 \times (2 \times C6 + C5)} \quad (3.1)$$

$$f_{modo\ comum} = \frac{1}{2 \times \pi \times R1 \times C5} \quad (3.2)$$

Essas equações são válidas mediante ao cumprimento da exigência do valor da capacitância de C6 ser ≥ 10 vezes o valor da capacitância de C5, o que também é informado pela folha de dados do AD620. Para além disso, o amplificador de instrumentação escolhido possui um CMRR mínimo de 100 dB, para

um ganho igual a 10 V/V, e o filtro contra interferências de RF auxilia a manter o desempenho esperado da largura de banda da CMRR, por meio de C5 e C6/C7. Nas equações 3.3 e 3.4 é demonstrado os valores teóricos das frequências de corte para valores comerciais de resistores e capacitores. Sendo $R1 = R2 = 1 \text{ k}\Omega$, $C5 = C7 = 10 \text{ nF}$ e $C6 = 10 \times C5 = 100 \text{ nF}$, temos:

$$f_{diferencial} = \frac{1}{2 \times \pi \times (1 \text{ k}\Omega) \times (2 \times (100 \text{ nF}) + 10 \text{ nF})} \cong 757,88 \text{ Hz} \quad (3.3)$$

$$f_{modo\ comum} = \frac{1}{2 \times \pi \times (1 \text{ k}\Omega) \times (10 \text{ nF})} \cong 15.915 \text{ Hz} \quad (3.4)$$

Com esses valores encontrados, haverá uma atenuação para uma frequência superior a 758 Hz, para um sinal de RF diferencial, e também, uma atenuação para uma frequência superior a 16 kHz, para um sinal de RF em modo comum.

Em relação a amplitude do sinal cardíaco, Zanon (2020) desenvolveu um circuito que amplificasse o sinal com um ganho de 20 V/V, sendo o sinal de teste utilizado em sua simulação uma senoide com uma amplitude de 25 mV e frequência de 5 Hz. Com isso, o sinal final esperado, após a etapa de amplificação e ganho seria uma senoide com uma amplitude de 500 mV.

Para a proposta do circuito, e para que esse ganho fosse alcançado, a solução foi dividida em mais de uma etapa, com a adição do amplificador isolador ao circuito buscando uma maior segurança do usuário. O AD620 será responsável por dar um ganho de aproximadamente 2 V/V no sinal cardíaco a partir dos resistores R14 e R15, ilustrado por sua fórmula de ganho segundo Analog Devices (2011) na equação (3.5):

$$G = \left(1 + \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{48 \text{ k}\Omega} \right) \cong 2,03 \left[\frac{V}{V} \right] \quad (3.5)$$

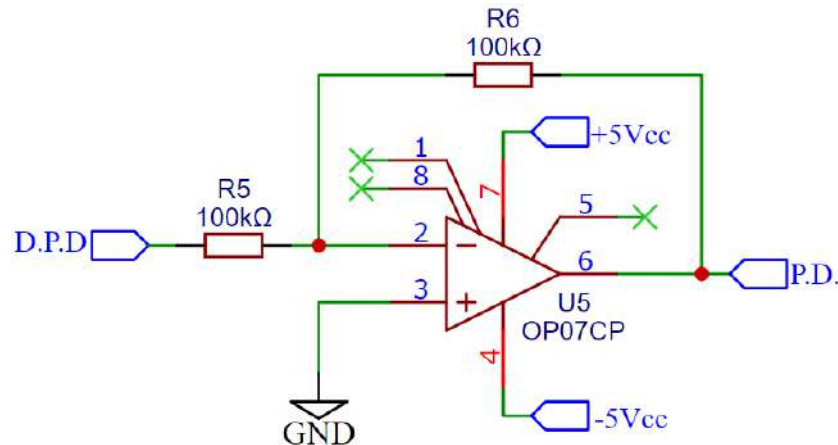
Após passar pelo amplificador isolador AMC1100, que adicionará um ganho de 8 V/V, resultando num ganho dado pela equação 3.6:

$$G_{resultante} = \left(2,03 \left[\frac{V}{V} \right] \right) \times \left(8 \left[\frac{V}{V} \right] \right) \cong 16,24 \left[\frac{V}{V} \right] \quad (3.6)$$

Para alcançar o valor esperado de ganho, será inserido no filtro Sallen-Key Passa-Baixas a frente um ganho de 1,22 V/V, fazendo com que o sinal tenha um ganho total de 19,81 V/V, ou seja, aproximadamente 20 V/V.

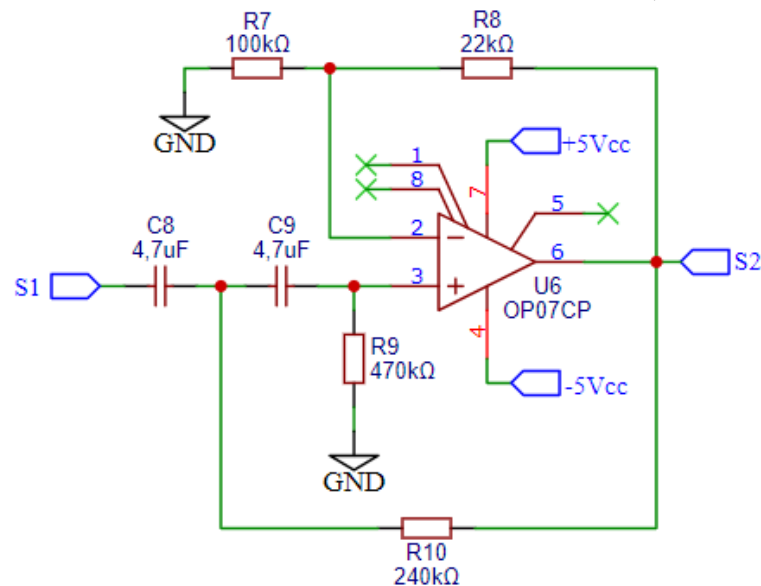
O circuito Drive da Perna Direita da Figura 3.8 foi implementado com a finalidade de injetar o sinal de ECG novamente no corpo usuário para que o sinal de ECG seja enviado e somado com a sua componente inversa tendo a eliminação da componente comum do sinal.

Para todos os demais circuitos como o circuito *driver* de perna direita e filtros ativos foi utilizado o amplificador operacional OP07, por conta do seu valor mínimo de CMRR (106 dB), alto valor de tensões de alimentação ($\pm 3 \text{ V}_{CC}$ a $\pm 18 \text{ V}_{CC}$) e baixo ruído de $0,6 \mu\text{V}_{pico-a-pico}$ máximo (ANALOG DEVICES, 2011).

Figura 3.8 – Circuito do *Driver* de Perna Direita.

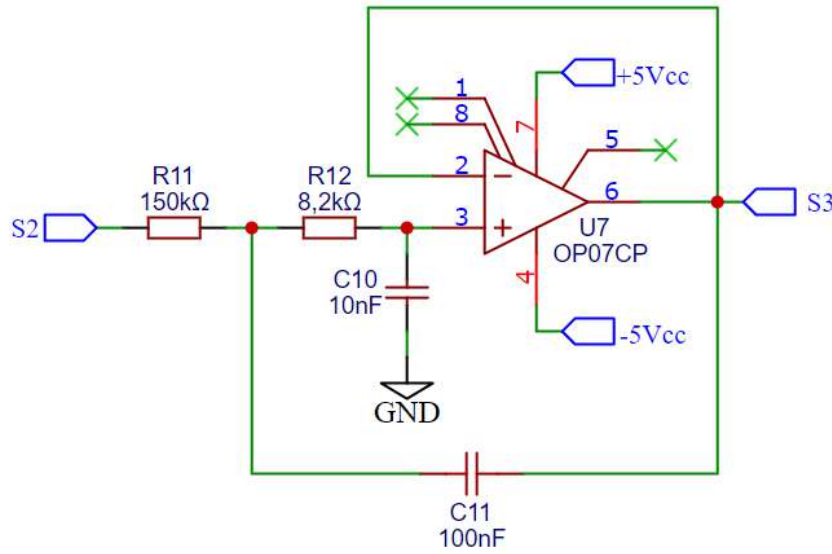
Fonte: Autores (2023).

Para a filtragem da faixa de frequência do sinal cardíaco escolhida foi projetado um filtro Passa-Banda de 2ª ordem usando a topologia Sallen-Key, sendo composto por um filtro Passa-Altas com uma frequência de corte de 0,1 Hz em cascata com um filtro Passa-Baixas com uma frequência de corte de 150 Hz. Esse primeiro filtro tem por objetivo remover a interferência gerada pela respiração e eliminar componentes CC indesejadas presentes no sinal do ECG que possuam uma frequência menor que 0,1 Hz e maior que 150 Hz. Já a segunda etapa visa atenuar os ruídos das frequências superiores a 150 Hz. É possível ver os mesmos nas Figuras 3.9 e 3.10.

Figura 3.9 – Filtro Ativo Passa-Altas Sallen-Key de 2ª Ordem referente ao Estágio de Filtragem do sinal, possuindo uma $f_c = 0,1$ Hz e ganho de 1,22 V/V.

Fonte: Autores (2023).

Figura 3.10 – Filtro Ativo Passa-Baixas Sallen-Key de 2ª Ordem referente ao Estágio de Filtragem do sinal, possuindo uma $f_c = 143,15$ Hz e ganho unitário.



Fonte: Autores (2023).

Para o cálculo do valor dos componentes eletrônicos do filtro passa-altas foi utilizado uma calculadora *on-line* e gratuita para filtros passivos e ativos, que fornece alguns parâmetros intrínsecos, no caso dos filtros ativos, como: a função de transferência ($G(s)$), a frequência de corte (f_c), o fator de qualidade (Q), o grau de amortecimento (ζ) e os pólos (p) da função de transferência. Além disso, a mesma ainda oferece alguns gráficos da Análise em Frequência e da Análise Transitória. Sendo os da Análise em Frequência: diagrama de bode, diagrama de nyquist, diagrama de polos e zeros, margem de fase e análise de oscilação. E os da Análise Transitória: resposta ao degrau, resposta ao impulso, valor final da resposta ao degrau e *overshoot*.

Como é um requisito do projeto o filtro passa-altas ter uma frequência de corte em 0,1 Hz, os valores comerciais encontrados, mediante a ajustes e simulações na calculadora para os resistores e capacitores foram:

- $R9 = 470 \text{ k}\Omega$;
- $R10 = 240 \text{ k}\Omega$;
- $C8 = 4,7 \text{ }\mu\text{F}$;
- $C9 = 4,7 \text{ }\mu\text{F}$.

Para esses valores, temos uma frequência de corte (f_c) de acordo com a equação 3.7:

$$f_c = \frac{1}{2 \times \pi \times \sqrt{(470 \text{ k}\Omega) \times (240 \text{ k}\Omega) \times (4,7 \text{ }\mu\text{F}) \times (4,7 \text{ }\mu\text{F})}} \cong 0,100824 \text{ Hz} \quad (3.7)$$

O ganho em malha fechada requisitado do projeto ($G_{\text{passa-altas}}$) é dado pela equação 3.8:

$$G_{\text{passa-altas}} = \left(1 + \frac{R8}{R7}\right) = 1 + \frac{22 \text{ k}\Omega}{100 \text{ k}\Omega} = 1,22 \left[\frac{\text{V}}{\text{V}}\right] \quad (3.8)$$

Para encontrar o fator de qualidade (Q), dado pela equação 3.9 é necessário primeiramente encontrar o grau de amortecimento (ζ), e esse por sua vez é encontrado a partir da equação 3.10. Na equação 3.10, temos a frequência de ressonância (ω_n) que é encontrada pela equação 3.11:

$$Q = \frac{1}{2 \times \zeta} \quad (3.9)$$

$$\zeta = \frac{\alpha}{\omega_n} \quad (3.10)$$

$$\omega_n = 2 \times \pi \times f_c \quad (3.11)$$

Por fim, a função de transferência completa para o filtro passa-altas, dada pela equação 3.12:

$$G(s) = \frac{(G_{passa-altas}) \times s^2}{s^2 + 2 \times \zeta \times (\omega_n) \times s + (\omega_n)^2} \quad ou \quad G(s) = \frac{(G_{passa-altas}) \times s^2}{s^2 + 2 \times \alpha \times s + (\omega_n)^2} \quad (3.12)$$

A calculadora *on-line* forneceu o resultado da função de transferência G(s) por meio da equação 3.13:

$$G(s) = \frac{1,22 \times s^2}{s^2 + 0,710351 \times s + 0,401324} \quad (3.13)$$

Com isso temos o resultado do coeficiente de amortecimento (α) como sendo dado pela equação 3.14:

$$\alpha = \frac{0,710351}{2} \cong 0,3552 \quad (3.14)$$

E o resultado do grau de amortecimento (ζ) sendo dado pela equação 3.15:

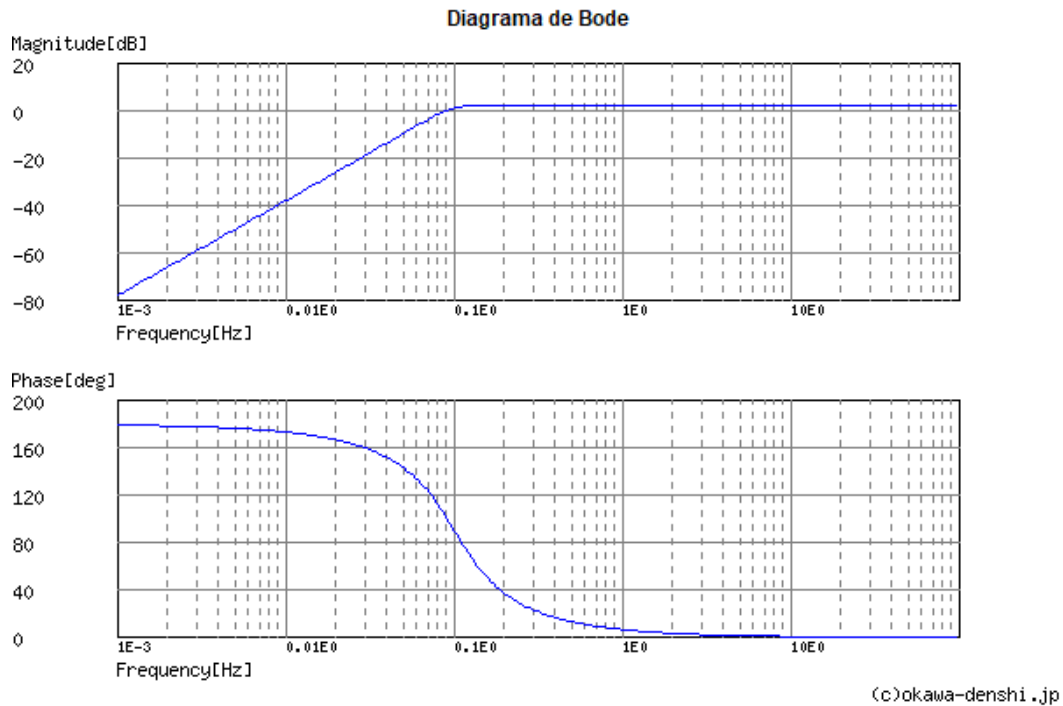
$$\zeta = \frac{0,3552}{2 \times \pi \times 0,100824} \cong 0,560655 \quad (3.15)$$

Logo, o fator de qualidade (Q) é encontrado de acordo com a equação 3.16:

$$Q = \frac{1}{2 \times (0,560655)} \cong 0,891813 \quad (3.16)$$

Mediante a isso, temos o diagrama de bode para o filtro passa-altas disponibilizado pela calculadora na Figura 3.11. Mostrando o comportamento do módulo (dB) e da fase ($^\circ$), no domínio da frequência, para a função de transferência do filtro projetado.

Figura 3.11 – Diagrama de Bode para o Filtro Passa-Altas projetado.



Fonte: Adaptado de Okawa (2023).

Por analogia, para o cálculo do filtro passa-baixas foi utilizado o requisito do circuito ter uma frequência de corte em 150 Hz, ou uma frequência próxima a essa, devido ao limite dos valores comerciais de resistores/capacitores. Com isso, os valores comerciais encontrados com os ajustes na calculadora para os resistores/capacitores foram:

- R11 = 150 k Ω ;
- R12 = 8,2 k Ω ;
- C10 = 10 nF;
- C11 = 100 nF.

Para esses valores, temos uma frequência de corte (f_c) de acordo com a equação 3.17:

$$f_c = \frac{1}{2 \times \pi \times \sqrt{(150k\Omega) \times (8.2k\Omega) \times (10nF) \times (100nF)}} = 143,51 \text{ Hz} \quad (3.17)$$

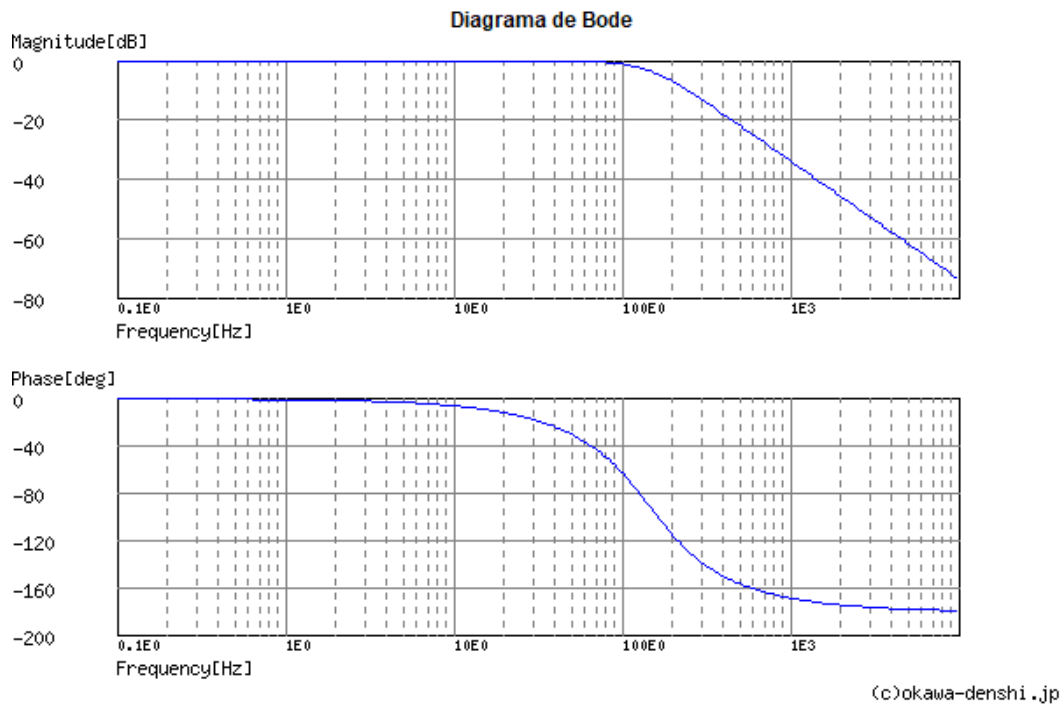
Assim sendo, a frequência de corte encontrada mais próxima da frequência de corte requerida foi a de, aproximadamente, 143,51 Hz.

Devido ao filtro não possuir um ganho em malha fechada, temos o fator de qualidade (Q) sendo dado pela equação 3.18:

$$Q = \frac{\sqrt{(150k\Omega) \times (8.2k\Omega) \times (10nF) \times (100nF)}}{(10nF) \times (150k\Omega + 8.2k\Omega)} = 0,701 \quad (3.18)$$

Dessa forma, o diagrama de bode para o filtro passa-baixas projetado consta na Figura 3.12. Mostrando, assim como o diagrama da Figura 3.11, o comportamento do módulo (dB) e da fase ($^\circ$), no domínio da frequência, para a função de transferência do filtro.

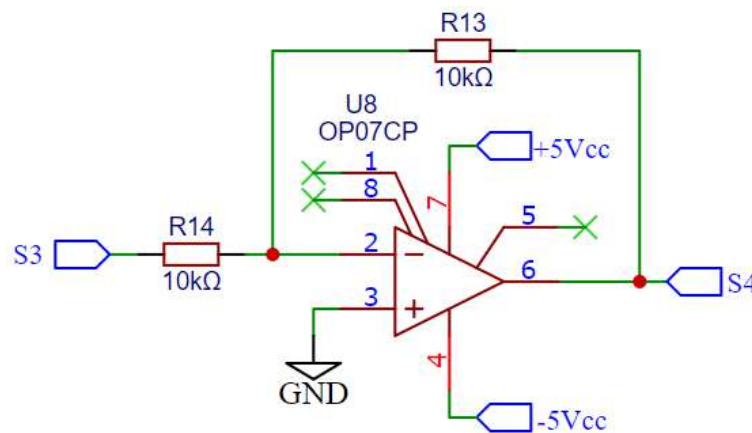
Figura 3.12 – Diagrama de Bode para o Filtro Passa-Baixas projetado.



Fonte: Adaptado de Okawa (2023).

Após a etapa de filtragem do sinal cardíaco, o mesmo foi enviado para o microcontrolador utilizado. Para o protótipo foi utilizado placa de desenvolvimento do ESP-WROOM-32D, também da fabricante Espressif. Segundo Zanon (2020, p. 23) o ADC do ESP consegue digitalizar um sinal analógico inserido em sua entrada (quando configurado para executar uma atenuação de 0 dB), de forma com que não haja nenhuma distorção no mesmo, para uma faixa de tensão de 0 a $1,1 V_{CC}$. Com isso adotado, foi então utilizado uma soma de um nível CC com o sinal invertido e amplificado com um ganho de aproximadamente 20 V/V. A fim de tornar esse sinal atrasado em 180° foi utilizado o amplificador operacional na configuração inversor com ganho unitário, da Figura 3.13.

Figura 3.13 – Amplificador Operacional na configuração inversora com ganho unitário.



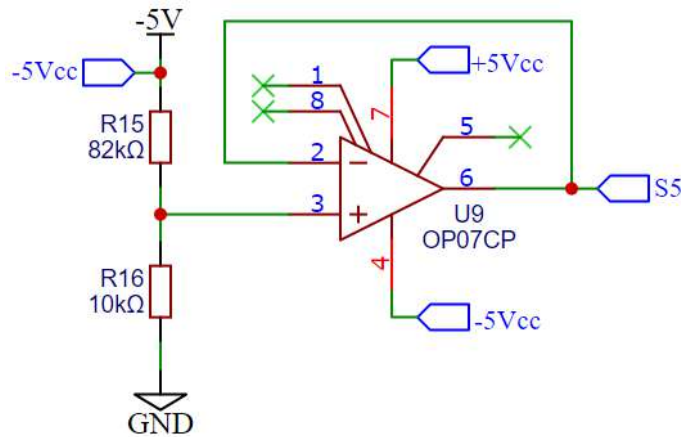
Fonte: Autores (2023).

Já o nível CC foi determinado por Zanon (2020) como sendo um valor de tensão próximo a média da faixa de tensão linear que pode ser lida pelo ESP. A partir disso obteve-se, pela equação do divisor de tensão (equação 3.19), o valor de:

$$G_{R2} = (-5[V]) \times \left(\frac{10k\Omega}{82k\Omega + 10k\Omega} \right) \cong -0,5434 [V] \quad (3.19)$$

Com isso, a Figura 3.14 mostra o circuito de tensão de *offset*, que é composto por esse nível de tensão aplicado em um AOP na configuração seguidor de tensão. O seguidor de tensão por sua vez é inserido com o sinal cardíaco amplificado e atraso no próximo estágio, o amplificador na configuração somador inversor.

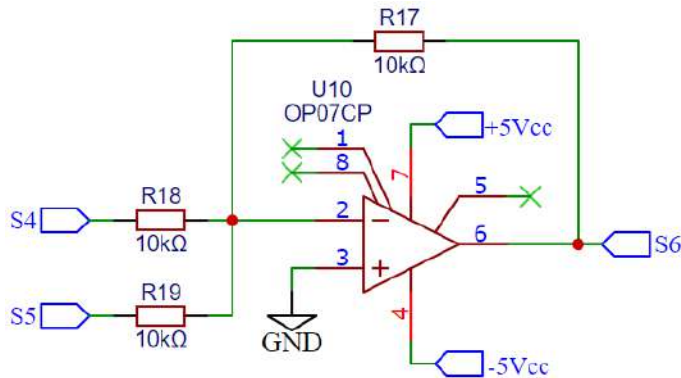
Figura 3.14 – Circuito da Tensão de *Offset*, que oferece uma tensão de $-0,5434V_{CC}$ composto pelo divisor de tensão resistivo em conjunto com um amplificador operacional na configuração de *buffer*.



Fonte: Autores (2023).

Por fim, o amplificador somador inversor da Figura 3.15 é responsável por somar o sinal de ECG atrasado com a sua nova tensão de *offset* e elevar o mesmo para um nível de tensão positivo, fazendo o sinal cardíaco excursionar de $(-0,49525 V_{CC} + 0,5434 V_{CC}) = 0,04815 V_{CC}$ até $(0,49525 V_{CC} + 0,5434 V_{CC}) = 1,038 V_{CC}$, respeitando o intervalo de leitura do MCU.

Figura 3.15 – Amplificador Operacional na configuração Somador Inversor que irá condicionar o sinal de ECG para que seja recebido pelo ADC do módulo ESP-WROOM-32D.

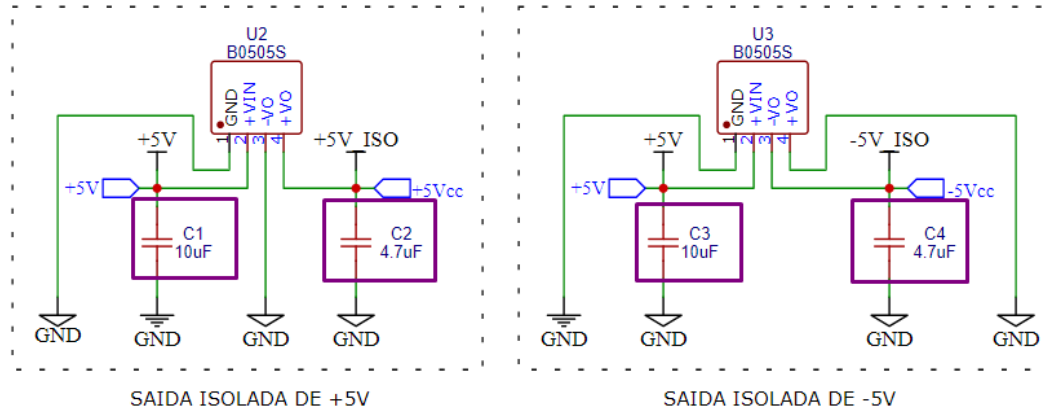


Fonte: Autores (2023).

Na Figura 3.16 são apresentados os capacitores de desacoplamento utilizados próximos aos terminais dos módulos isoladores que estão alimentando os AOPs, pois, segundo Braga (2017) eles são necessários para eliminar oscilações fortes de corrente que possam vir a se propagarem para outros CIs ou ruídos em frequências mais altas que prejudiquem o funcionamento adequado do dispositivo. Os capacitores C1 e C3 estão realizando o desacoplamento na entrada dos módulos U2 e U3. Já os capacitores

C2 e C4 estão desempenhando a mesma tarefa na saída isolada dos módulos, para o fornecimento das tensões de $+5V_{CC}$ e $-5V_{CC}$, respectivamente.

Figura 3.16 – Capacitores de Desacoplamento C1, C2, C3 e C4 para linhas de alimentação.



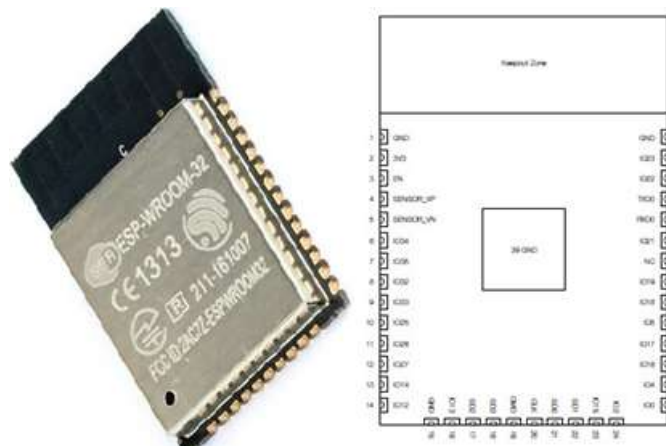
Fonte: Autores (2023).

3.1.3 Arquitetura e Circuito do Microcontrolador Utilizado

Para a construção do protótipo, a escolha do microcontrolador a ser utilizado veio a partir de um comparativo das tecnologias utilizadas por alguns autores, principalmente também por Zanon (2020) e por uma inspeção dos MCUs disponíveis no mercado que se adequassem a necessidade do protótipo.

Desses MCUs, o ESP-WROOM-32 vem se destacando nos últimos anos consideravelmente por conta de suas funcionalidades e de seu custo. Segundo Espressif (2020) o mesmo possui integrado em seu módulo, visto na Figura 3.17 a possibilidade de realizar comunicações sem fio utilizando o Wi-Fi, Bluetooth, BLE. Para além disso ele possui alguns sensores de baixa potência como sensor de efeito *hall* e o sensor capacitivo de toque já incorporados no mesmo módulo. Este MCU possui também dois núcleos de CPU que podem ser controlados individualmente com uma frequência de clock da CPU ajustável de 80 MHz a 240 MHz.

Figura 3.17 – Módulo ESP-WROOM-32 com sua pinagem ao lado.



Fonte: Elecrow (2021).

Na Tabela 3.2 foi realizada uma comparação entre os MCUs utilizados por alguns dos autores que desenvolveram a aquisição do sinal cardíaco de ECG durante suas pesquisas e algumas características

Para conexão dos módulos e da captura do sinal de ECG serão utilizados os seguintes pinos descritos na Tabela 3.3:

Tabela 3.3 – Designação de pinos da placa de desenvolvimento do ESP-WROOM-32D.

Pino	Função Designada
IO34 (GPIO34)	Entrada do Sinal de ECG para o Canal 6 do ADC.
IO11 (GPIO11)	Pino I/O de acionamento do Alarme do Módulo <i>Buzzer</i> .
+5V_ESP	Alimentação do DevKit destinada para os módulos do Cartão μ SD e do <i>Buzzer</i> .
IO15 (GPIO15)	Pino SS (<i>Slave Select</i>) do Módulo do Cartão μ SD utilizando a comunicação SPI.
IO18 (GPIO18)	Pino SCLK (<i>Serial Clock</i>) do Módulo do Cartão μ SD utilizando a comunicação SPI.
IO19 (GPIO19)	Pino MISO (<i>Master Input Slave Output</i>) do Módulo do Cartão μ SD utilizando a comunicação SPI.
IO23 (GPIO23)	Pino MOSI (<i>Master Output Slave Input</i>) do Módulo do Cartão μ SD utilizando a comunicação SPI.

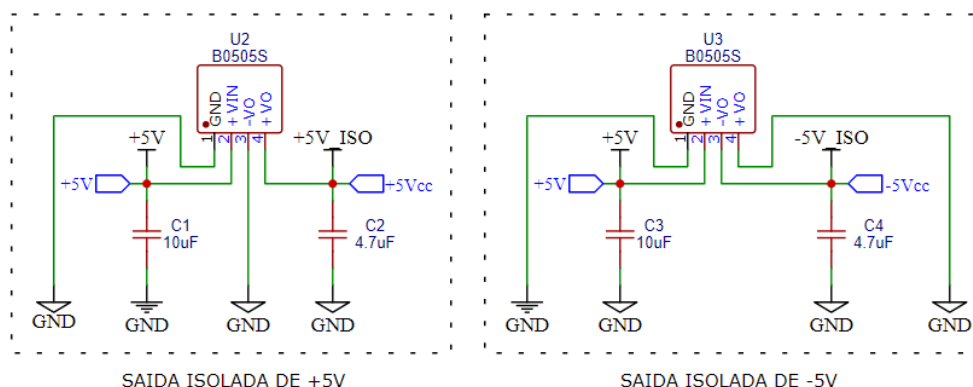
Fonte: Autores (2023).

3.1.4 Circuito de Alimentação e Isolação

Para sanar a questão da alimentação do protótipo de forma isolada como ilustrado na Figura 3.6 foram utilizados dois módulos DC-DC isolados B0505S que podem ser alimentados com uma tensão de entrada de 5 V_{CC} e fornecer uma tensão de saída ± 5 V_{CC} com uma potência de 1 W, ou seja, conseguindo fornecer até ± 100 mA. Estes módulos ficaram responsáveis pela alimentação de todos os amplificadores operacionais, do amplificador de instrumentação e pelo amplificador isolador. A tensão de entrada pode ser aterrada no terminal por nome GND, já as tensões simétricas de saída simbolizadas nas etiquetas por “+5V_ISO” e “-5V_ISO” possuem uma referência em -V_o e +V_o, respectivamente, devido a ligações dos dois módulos de maneira a tornar-los uma fonte simétrica. Os capacitores C1, C2, C3 e C4 são determinados na folha de dados do dispositivo e são capacitores de desacoplamento devendo ser inseridos próximos aos terminais do módulo DC-DC. Os níveis de tensão de +5V_{CC} e -5V_{CC} foram adotados para a alimentação dos dispositivos seguindo a implementação realizada por Zanon (2020) e também as limitações dos CIs.

Na Figura 3.19 temos o esquemático dos módulos de alimentação isoladores B0505S-1W. No projeto, a origem da alimentação primária a ser inserida na entrada dos módulos será realizada por meio de uma fonte de bancada disponibilizada pelo *Campus Palmas*, regulada para uma tensão de 5 V_{CC} afim da realização dos testes.

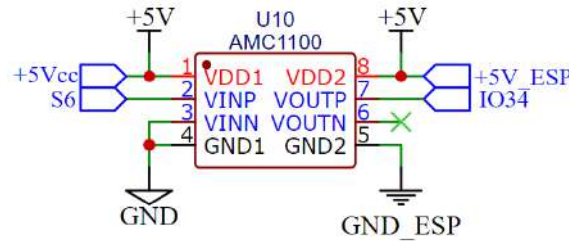
Figura 3.19 – Esquemático do Módulo B0505S.



Fonte: Autores (2023).

A Figura 3.20 traz a ligação do amplificador isolador que é o responsável por isolar o sinal de ECG após passar pelo AI do processo de filtragem e condicionamento para o envio para o ADC do ESP.

Figura 3.20 – Esquema de ligação do Amplificador Isolador AMC1100.

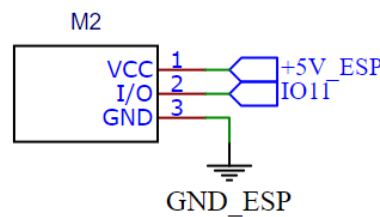


Fonte: Autores (2023).

3.1.5 Circuito de Sinalização Sonora

O circuito de sinalização sonora foi implementado como forma de aviso para quando algum valor mensurado estiver fora da faixa considerada saudável. Para implementar essa função do eletrocardiógrafo no protótipo, foi utilizado um módulo composto por um *Buzzer* (Figura 3.22) acionado pelo módulo do MCU, vide esquemático na Figura 3.21. A especificação desse intervalo de frequência cardíaca será inserida posteriormente no algoritmo do microcontrolador.

Figura 3.21 – Circuito do módulo de driver Buzzer que será acionado pelo MCU.



Fonte: Autores (2023).

Figura 3.22 – Módulo Buzzer utilizado.



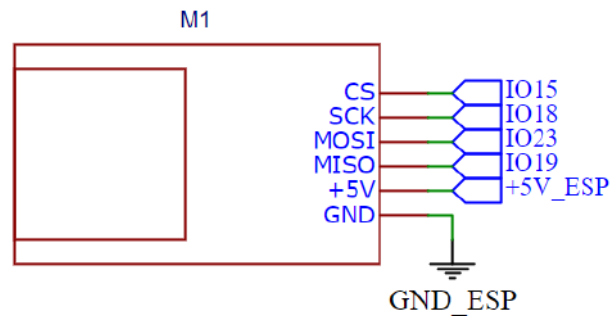
Fonte: Autores (2023).

3.1.6 Circuito de Armazenamento dos Dados

No intuito do protótipo também permitir armazenar os dados referentes ao sinal cardíaco, como as últimas leituras da frequência cardíaca será então adicionado um suporte para leitura de cartões μ SD

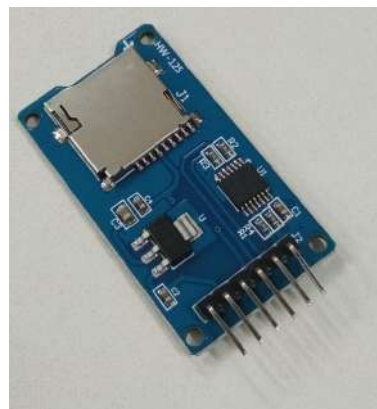
(microSD), inicialmente sendo testado e implementado por meio de um módulo visto na Figura 3.24), e esquemático na Figura 3.23. As conexões com o kit de desenvolvimento do ESP-32 serão também realizadas fisicamente, com o módulo sendo controlado por meio da comunicação SPI.

Figura 3.23 – Módulo da Memória de Massa que armazenará os dados dos sinais vitais via interface SPI.



Fonte: Autores (2023).

Figura 3.24 – Módulo de Gravação em Memória de Massa.



Fonte: Autores (2023).

3.2 Projeto de Software

Durante esta etapa do trabalho, visando a simplicidade na demonstração dos dados tanto da geração do sinal cardíaco quanto no resultado adquirido do circuito, foi projetado um algoritmo desenvolvimento no Arduino IDE (versão 2.2.1), uma ferramenta que engloba uma variedade de funcionalidades que simplificam a programação do microcontrolador. No princípio de sua criação, essa IDE foi desenvolvida para a família de microcontroladores AVR, que são utilizados nos módulos de desenvolvimento da Arduino. Além de ser uma ferramenta gratuita e de código aberto a mesma desfruta do uso das linguagens C e C++, por conta da classificação do *software* como sendo do tipo GCC.

3.2.1 Estrutura do Algoritmo do Gerador de Sinal Cardíaco

Visando a construção do algoritmo de geração do sinal de ECG que, posteriormente, será gravado no módulo de desenvolvimento Arduino UNO e que poderá ser observado em detalhes no Apêndice A, as seguintes etapas devem ser implementadas:

- **Definição de Pinos** - serão necessários dois pinos PWM do módulo para o envio do sinal de ECG e de sua cópia invertida, ou atrasada em 180°;

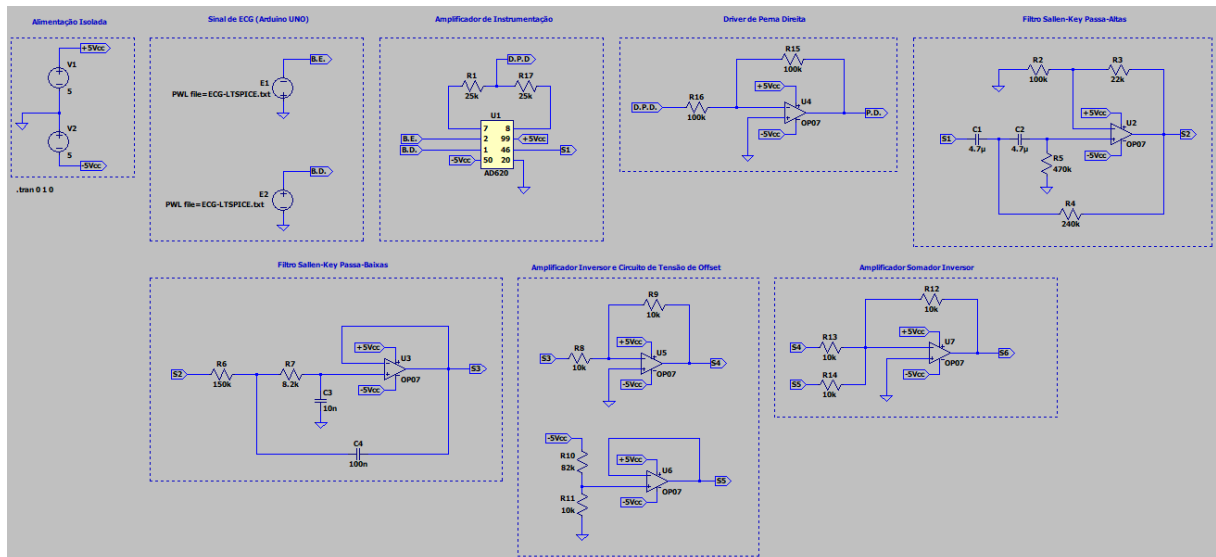
- **Vetor Sinal de ECG** - será criada uma variável tipo *float* de um vetor que armazenará as amostras dos valores discretizados de um sinal de ECG modelo para o posterior tratamento e envio para o circuito de aquisição e condicionamento, além de duas outras variáveis *float* que serão utilizadas no *loop* do código;
- **Configuração das Saídas** - os pinos de saída definidos na primeira etapa serão agora submetidos a comunicação serial, comunicação essa ajustada em um dos valores da taxa de transmissão disponibilizados para os módulos da Arduino;
- **Loop Principal** - essa etapa conta os elementos de um vetor que representa um sinal modelo de ECG. Esses elementos são mapeados para outra variável usando a função “map()”. O vetor resultante, que representa o sinal de ECG a ser enviado, é invertido e armazenado em uma terceira variável, que representa o sinal de ECG atrasado. Ambos os sinais são então enviados usando a função “analogWrite()”, que aciona as ondas PWM com base nos valores do vetor, nos pinos definidos no início do programa, a intervalos de 10 ms. A função “Serial.println()” é usada para visualizar os dados enviados através do Monitor Serial (*Serial Plotter*) da IDE do Arduino.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Simulação Computacional do Circuito

Na presente seção é apresentado a simulação do circuito de aquisição do sinal de ECG, realizada por meio dos *softwares* LTspice e Proteus. Primeiramente, os circuitos de aquisição e condicionamento do sinal de ECG foram todos simulados no LTspice XVII (versão 17.1.15), *software* esse desenvolvido pela Analog Devices, que consiste em uma ferramenta gratuita de desenvolvimento de circuitos eletrônicos permitindo o desenvolvimento de esquemáticos e a demonstração de resultados por meio de gráficos diversos a partir das configurações de simulação. Na Figura 4.1, é ilustrado o esquemático dos circuitos de alimentação, amplificação, filtragem e condicionamento do circuito desenvolvido no Capítulo 3.

Figura 4.1 – Circuito com as etapas do Amplificador de Instrumentação, Filtragem e Condicionamento do protótipo de Eletrocardiógrafo.

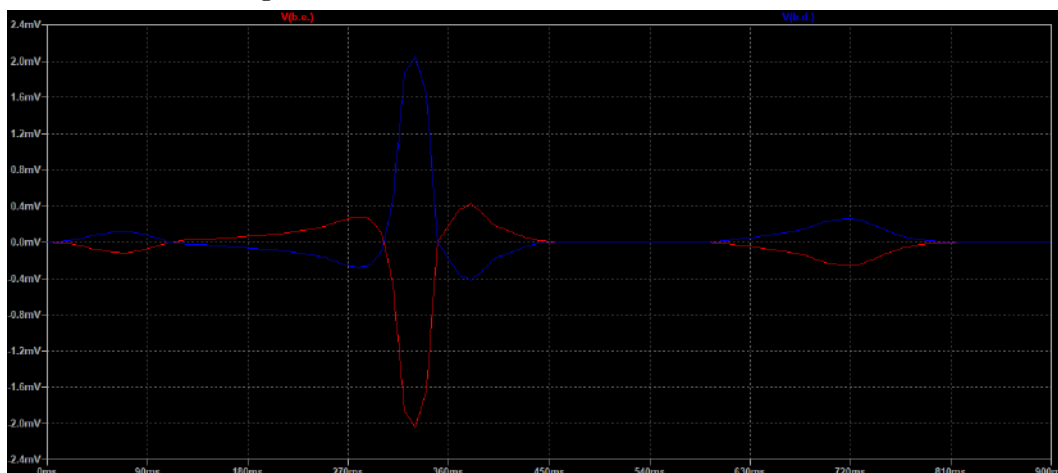


Fonte: Autores (2023).

Apesar de o *software* disponibilizar uma gama de componentes eletrônicos, foi necessário inserir o amplificador de instrumentação AD620, por meio de uma biblioteca externa para a execução da simulação no domínio do tempo. Já para o amplificador isolador AMC1100, não houve a realização da simulação no LTspice por conta da indisponibilidade do modelo *spice* do mesmo para a adição no simulador. Tendo isso em vista, a simulação computacional do mesmo veio a ser tornar um obstáculo, levando o amplificador a não ser testado nesta etapa, devido ao tempo investido nas outras etapas.

Para a análise do desempenho do circuito foi injetado um vetor de um sinal modelo de ECG e a sua versão invertida, ambas com amplitude entre 2 e 3 mV_{pico-a-pico}, como pode ser visto na Figura 4.2, na entrada do amplificador de instrumentação AD620. Um dos objetivos era analisar o comportamento do INA quando submetido a sinais cardíacos com amplitudes próximas dois sinais cardíacos reais gerados pelos seres humanos e enviados pelos eletrodos fixados no corpo até o eletrocardiógrafo. Revelando um resultado satisfatório na saída do mesmo. O sinal modelo de ECG foi disponibilizado gratuitamente pelo site: “<https://glenzac.wordpress.com/2018/11/09/ecg-sources-for-pspice-tina-multisim/>”, para o uso em *softwares* simuladores de circuitos eletrônicos, como o LTspice.

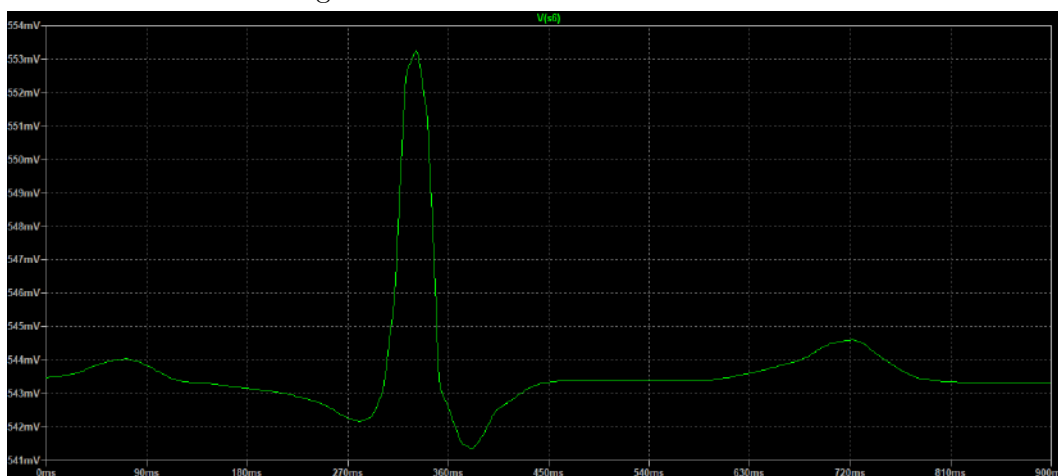
Figura 4.2 – Sinais de ECG inseridos no AD620.



Fonte: Autores (2023).

Na Figura 4.3 é apresentado o sinal de ECG na saída S6, referente ao último estágio do circuito, que é o Amplificador Somador Inversor. Nessa saída o sinal já foi amplificado, filtrado e somado ao nível DC descrito na equação 3.19. A partir disso, está apto para ser inserido no AMC1100 e posteriormente enviado ao módulo de desenvolvimento ESP-WROOM-32.

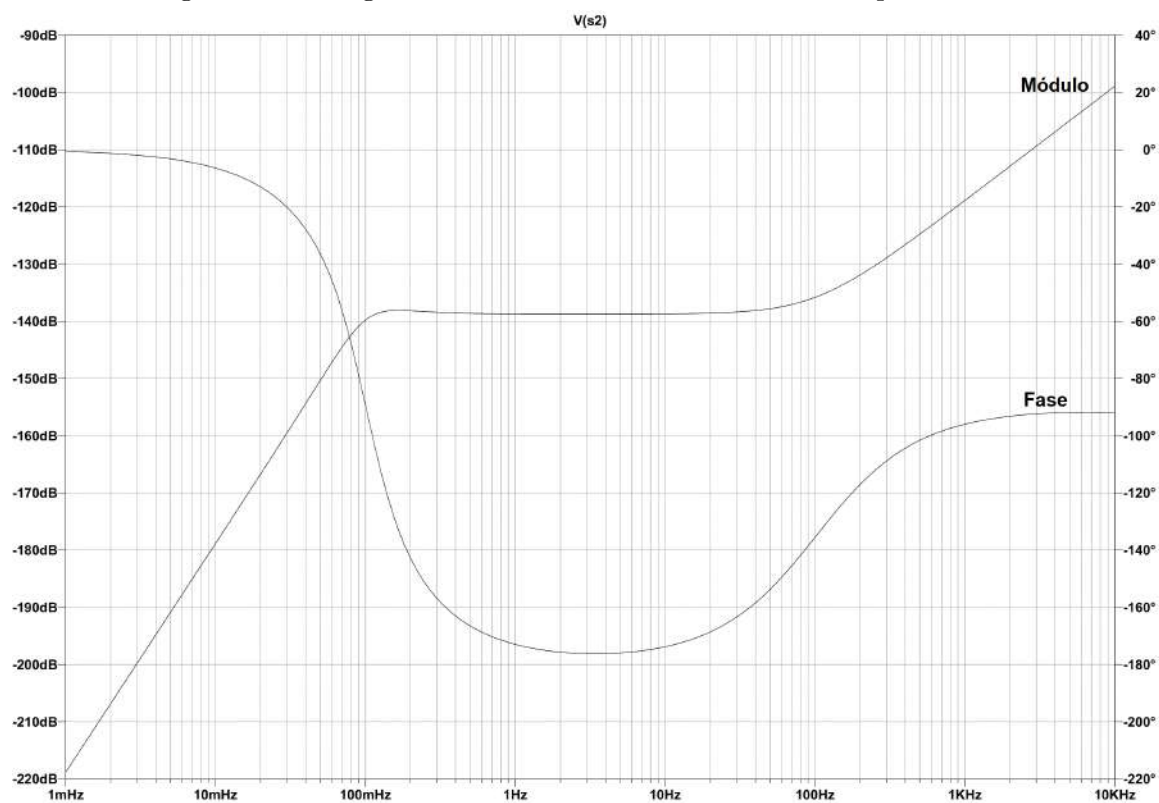
Figura 4.3 – Sinal de ECG na saída S6.



Fonte: Autores (2023).

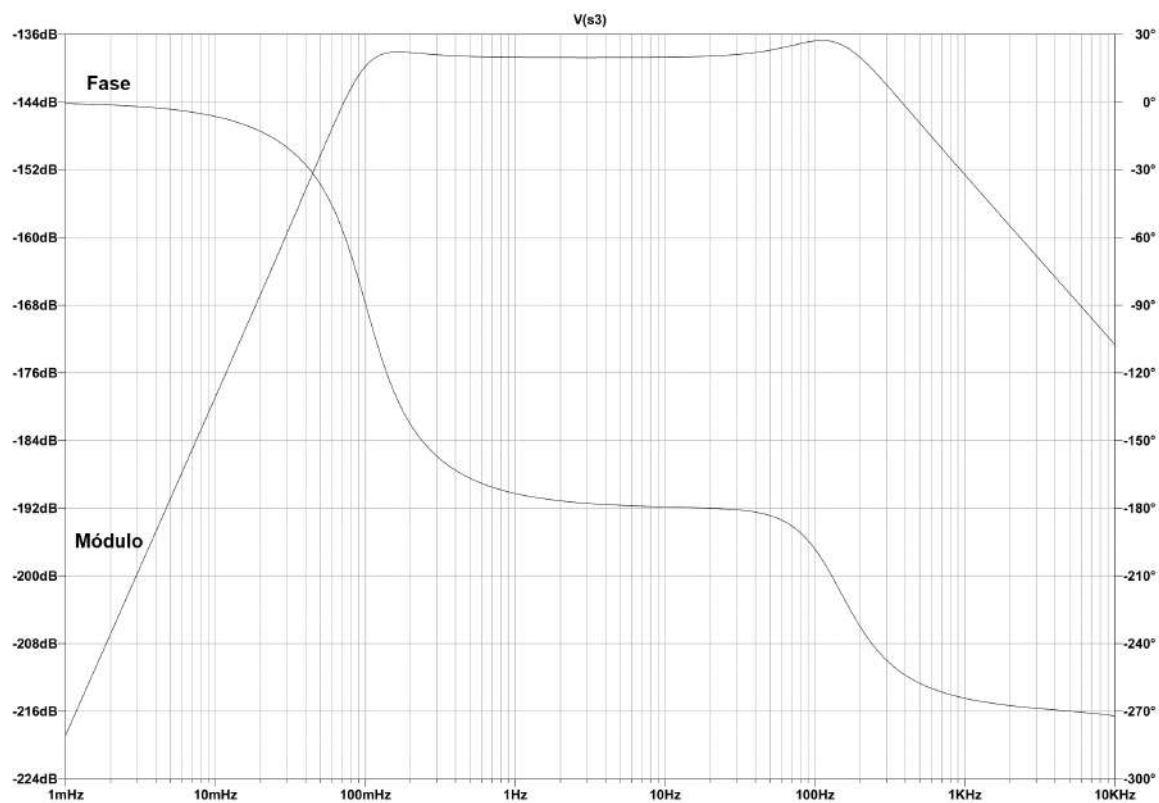
Após a simulação no domínio do tempo, foi realizado também uma simulação, no domínio da frequência, da resposta do filtro passa-faixas projetado. Para sua simulação no modo **Análise de pequeno sinal CA**, foi injetado um sinal de 3 mV de amplitude e fase de 0° , visando as características abordadas anteriormente, resultando nas suas respostas em frequência demonstradas por meio do digrama de bode na Figura 4.4 e na Figura 4.5. Na Figura 4.4, é possível ver a atenuação do sinal na frequência de corte de 0,1 Hz projetada para o filtro, a resposta da sua fase e o ganho em malha fechada de 1,22 V/V. Analogamente, na Figura 4.5, medida na saída do filtro passa-baixas é visto tanto o filtro passa-faixas, composto pelos filtros passa-altas e passa-baixas em série, quanto a atenuação na frequência de corte de 150 Hz projetada.

Figura 4.4 – Diagrama de Bode do Filtro Passa-Altas implementado.



Fonte: Autores (2023).

Figura 4.5 – Diagrama de Bode do Filtro Passa-Baixas implementado.



Fonte: Autores (2023).

4.2 Simulação Prática do Circuito

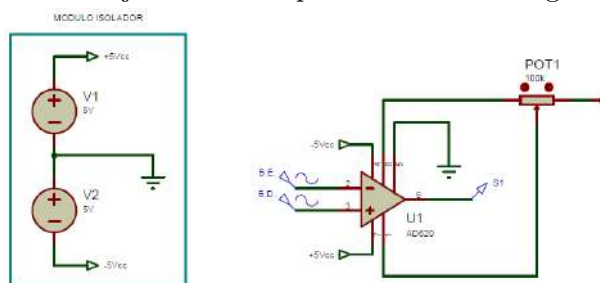
Posterior a etapa das simulações computacionais houve o prosseguimento de testes de bancada, realizados integralmente no laboratório 912 do IFTO - *Campus* Palmas.

Para essa etapa foram realizadas as montagens em uma *protoboard*, ocorrendo primeiramente a construção do circuito de alimentação isolada sendo utilizado um carregador celular que quando submetido a alimentação da rede, fornece uma tensão de 5 V_{CC} e até 2 A_{CC} aos módulos B0505S, que tiveram um êxito no fornecimento da alimentação simétrica do circuito. Foi optado pelo carregador de celular em vez da fonte de bancada, pelo fato da fonte disponibilizada pelo IFTO introduzir uma quantidade ruídos superior a do carregador nos circuitos, durante os testes.

Já durante os testes com o circuito do Amplificador de Instrumentação utilizando o AD620, foi percebido que ao injetar os sinais do gerador de sinal cardíaco no INA, mesmo recebendo a alimentação corretamente não estava fornecendo nenhum sinal em sua saída, como esperado pelas simulações realizadas pelo *software* com licença estudantil Proteus (versão 8.13).

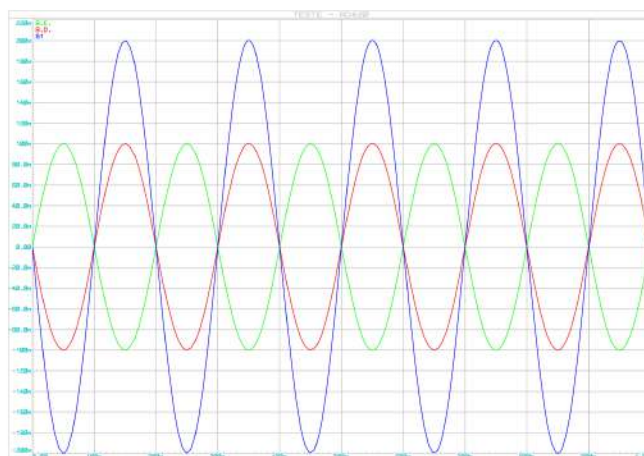
Na simulação realizada conforme visto na Figura 4.6 e Figura 4.7, dois sinais senoidais com frequência de 5 Hz e amplitude de 100 mV foram inseridos nas entradas inversora (Pino 2) e não inversora (Pino 3), sendo o sinal do Pino 3 com uma fase de 180° em relação ao sinal do Pino 2. Um potenciômetro de 100 kΩ foi inserido entre os Pinos 1 e 8 para o controle variável do ganho do sinal, porém para o gráfico da Figura 4.6 ele foi desconectado, configurando o AD620 para um ganho unitário. Analisando a simulação, pela característica de ligação de um sinal na configuração diferencial temos que o sinal da saída terá o dobro da amplitude do sinal de entrada e a fase do sinal injetado na entrada não inversora.

Figura 4.6 – Arranjo diferencial para o AD620 com ganho unitário.



Fonte: Autores (2023).

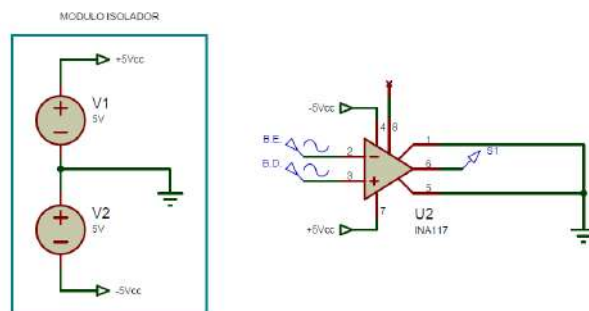
Figura 4.7 – Comparação entre os sinais de entrada e a saída do AD620.



Fonte: Autores (2023).

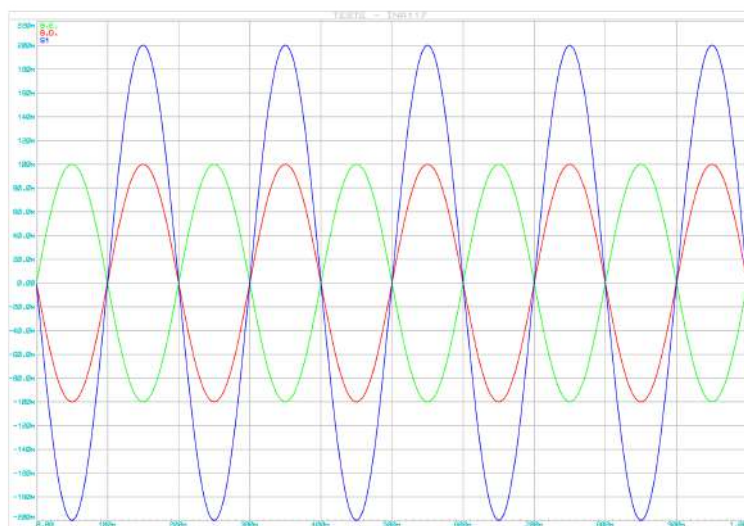
Visando contornar o empecilho anterior, uma alternativa foi a utilização do INA117, que é um CI projetado e fabricado pela Burr-Brown para ser um amplificador de diferenças. Com o resultado da simulação do mesmo nas Figuras 4.8 e 4.9 utilizando as configurações de sinais e ganho idênticas ao AD620, foi possível obter o mesmo resultado teórico esperado na saída do CI.

Figura 4.8 – Arranjo diferencial para o INA117 com ganho unitário.



Fonte: Autores (2023).

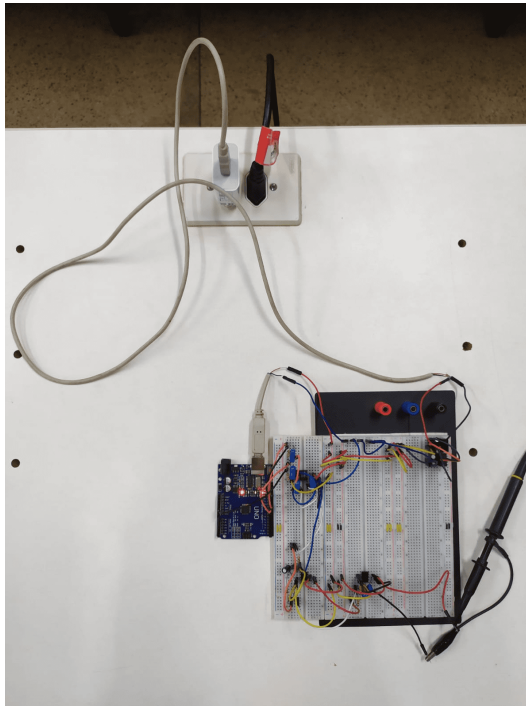
Figura 4.9 – Comparação entre os sinais de entrada e a saída do INA117.



Fonte: Autores (2023).

A partir dos detalhes anteriores, na Figura 4.10 é mostrado a montagem do circuito desenvolvido com a alimentação isolada fornecendo energia para o gerador de sinais da Figura 3.5, além dele, foram implementados, em sequência, o circuito do amplificador de diferenças, o circuito do filtro passa-altas e o do filtro passa-baixas, finalizando a etapa de remoção de ruído, amplificação e filtragem do sinal cardíaco modelo, adaptado do Fórum do Arduino (<https://forum.arduino.cc/t/ecg-signal-generator/8468>), e gerado pelo Arduino UNO.

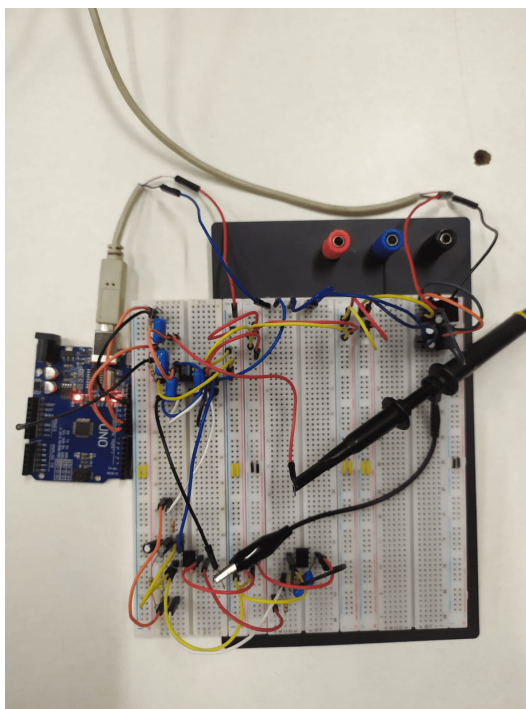
Figura 4.10 – Montagem do Protótipo do Circuito.



Fonte: Autores (2023).

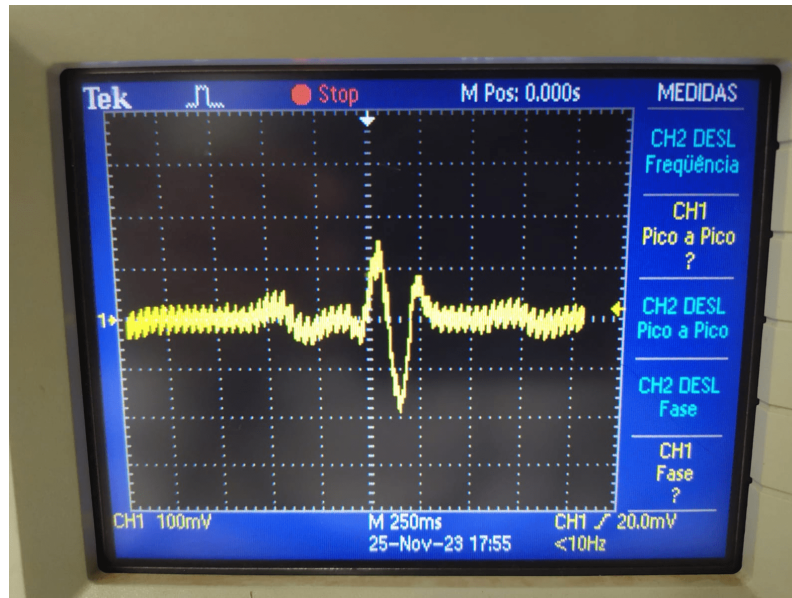
Na Figura 4.11 é visto os pontos de aquisição do sinal cardíaco modelo após o filtro passa-baixas do pino 10 do gerador e na Figura 4.12 é visto o sinal adquirido no osciloscópio contendo o ruído somado proveniente do gerador.

Figura 4.11 – Medição do sinal de ECG enviado pelo Arduino UNO para o INA117 pela porta 10.



Fonte: Autores (2023).

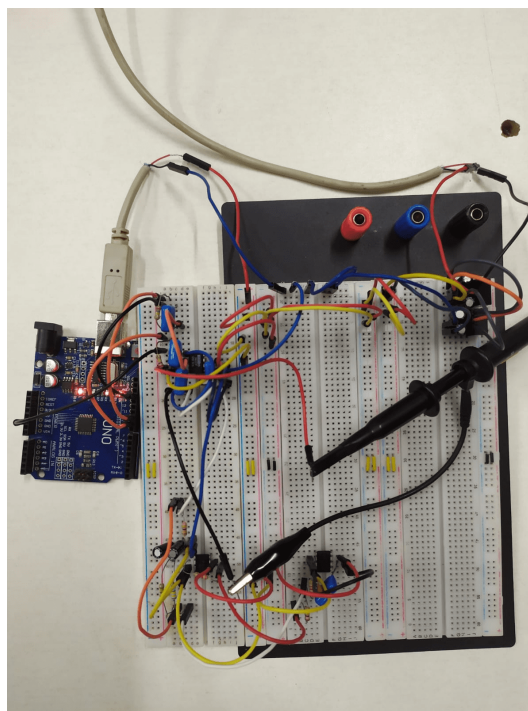
Figura 4.12 – Visualização do sinal emitido pela porta 10.



Fonte: Autores (2023).

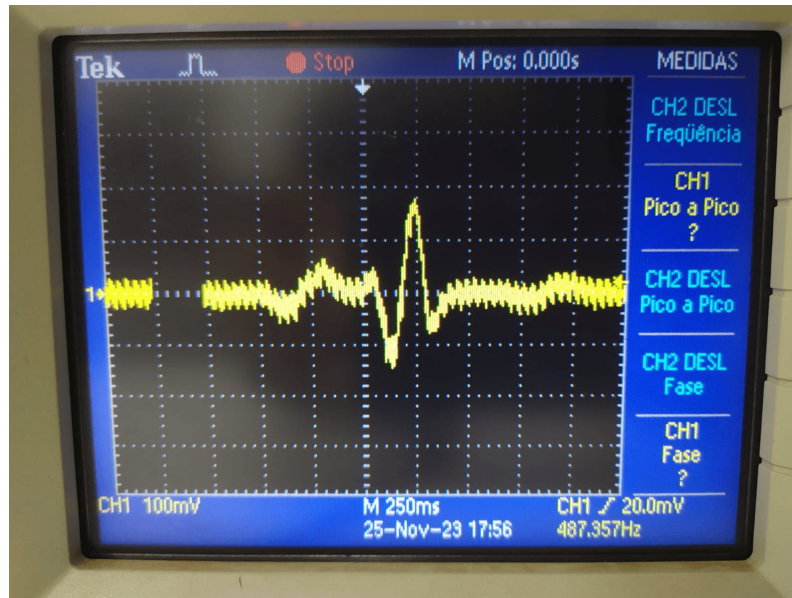
Analogamente, na Figura 4.13 é visto os pontos de aquisição do sinal cardíaco modelo após o filtro passa-baixas do pino 9 do gerador e na Figura 4.14 é visto o sinal invertido adquirido no osciloscópio contendo também o ruído do gerador.

Figura 4.13 – Medição do sinal de ECG enviado pelo Arduino UNO para o INA117 pela porta 9.



Fonte: Autores (2023).

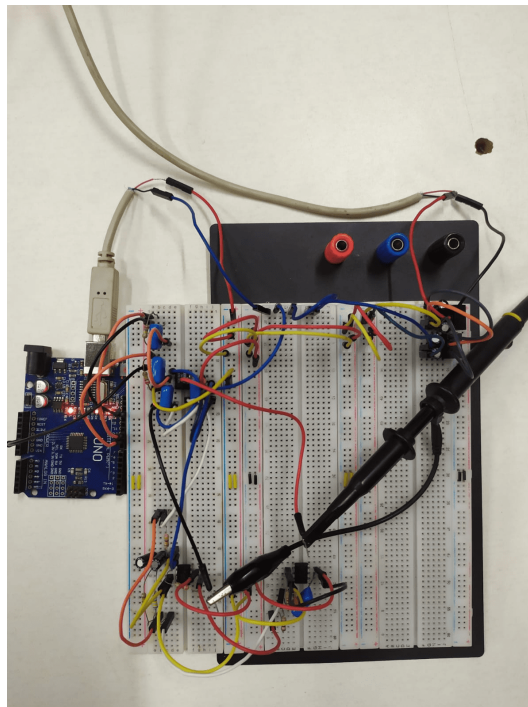
Figura 4.14 – Visualização do sinal emitido pela porta 9.



Fonte: Autores (2023).

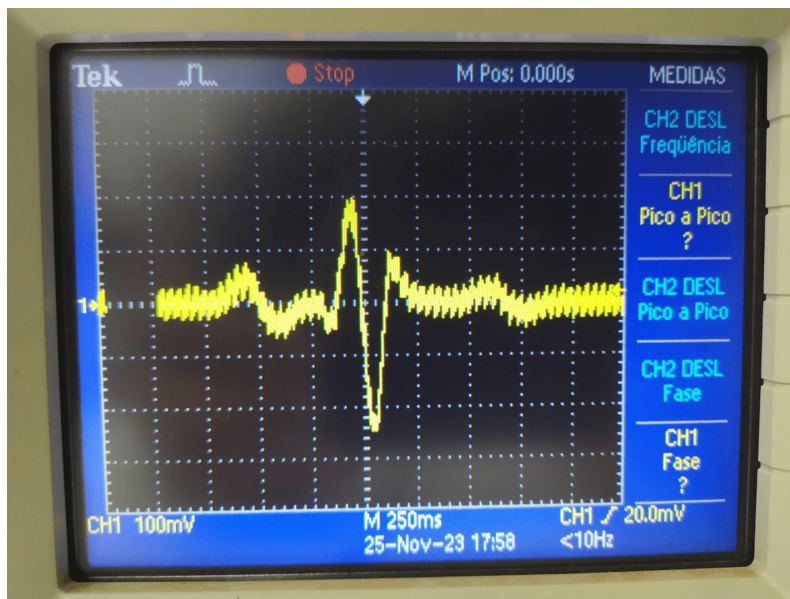
Com a Figura 4.15 é observado os pontos de aquisição do sinal cardíaco amplificado na saída do INA117 e na Figura 4.16 sua visualização gráfica. Para todas as etapas o osciloscópio foi configurado com 100 mV por divisão e 250 ms de período de visualização.

Figura 4.15 – Medição do sinal de ECG na saída do INA117.



Fonte: Autores (2023).

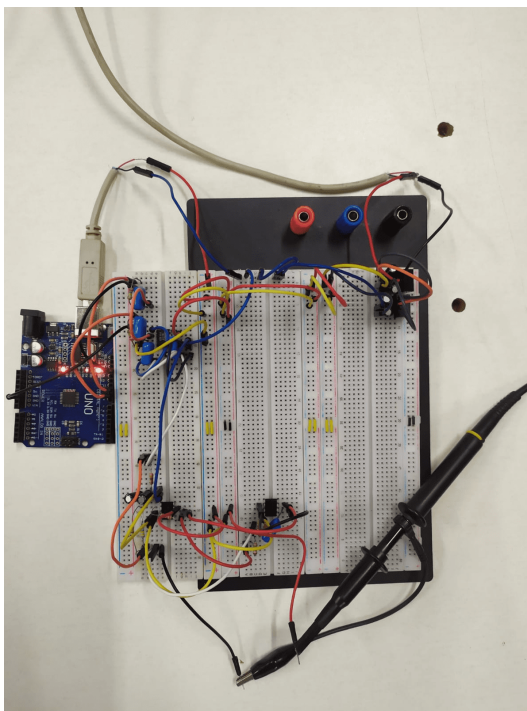
Figura 4.16 – Visualização do sinal na saída do INA117.



Fonte: Autores (2023).

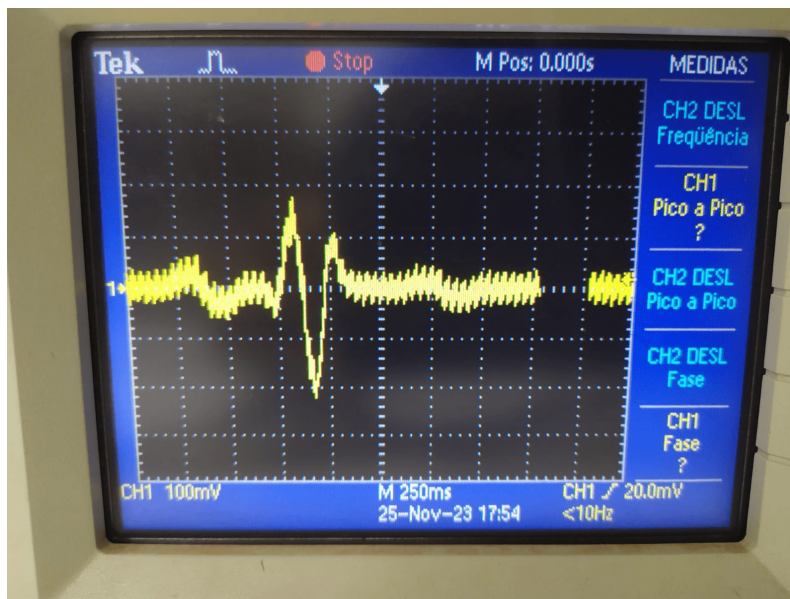
Já na Figura 4.17 é mostrado os pontos de aquisição na saída do filtro passa-altas utilizando o amplificador operacional OP07 e sua visualização gráfica na Figura 4.18. O ganho desse estágio foi projetado para algo próximo ao ganho unitário, no caso, 1,22 V/V, porém, com a perda da amplitude do sinal pelos *jumpers* de maior comprimento ele se mostra semelhante ao sinal visto na Figura 4.15.

Figura 4.17 – Medição do sinal de ECG na saída do Filtro Passa-Altas de 2ª ordem.



Fonte: Autores (2023).

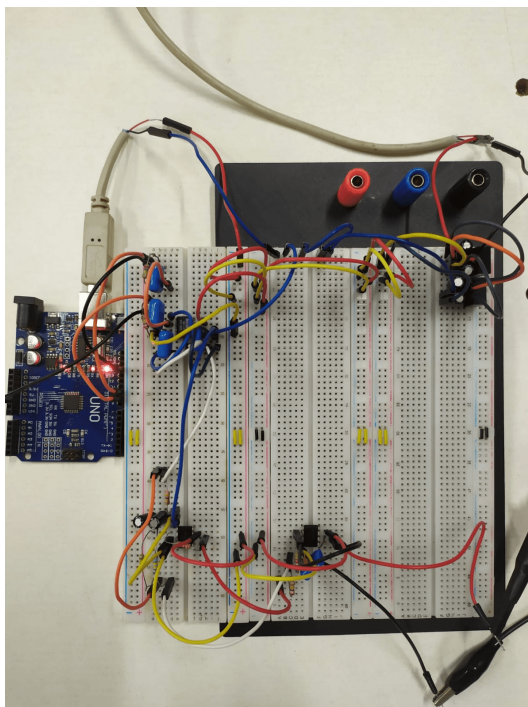
Figura 4.18 – Visualização do sinal na saída do Filtro Passa-Altas de 2ª ordem.



Fonte: Autores (2023).

Por fim, na Figura 4.19, é mostrado os pontos de aquisição na saída do filtro passa-baixas também utilizando o amplificador operacional OP07. Nesta última etapa é possível observar o sinal filtrado (Figura 4.20) dos ruídos até esse ponto e então apto para ser enviado para a etapa de condicionamento do sinal.

Figura 4.19 – Medição do sinal de ECG na saída do Filtro Passa-Baixas de 2ª ordem.



Fonte: Autores (2023).

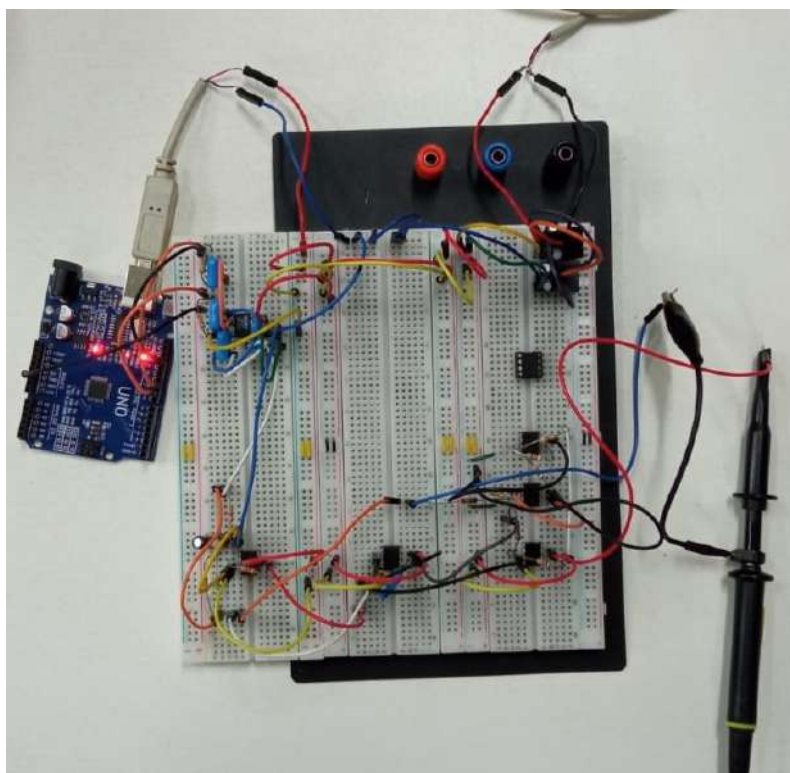
Figura 4.20 – Visualização do sinal na saída do Filtro Passa-Baixas de 2ª ordem.



Fonte: Autores (2023).

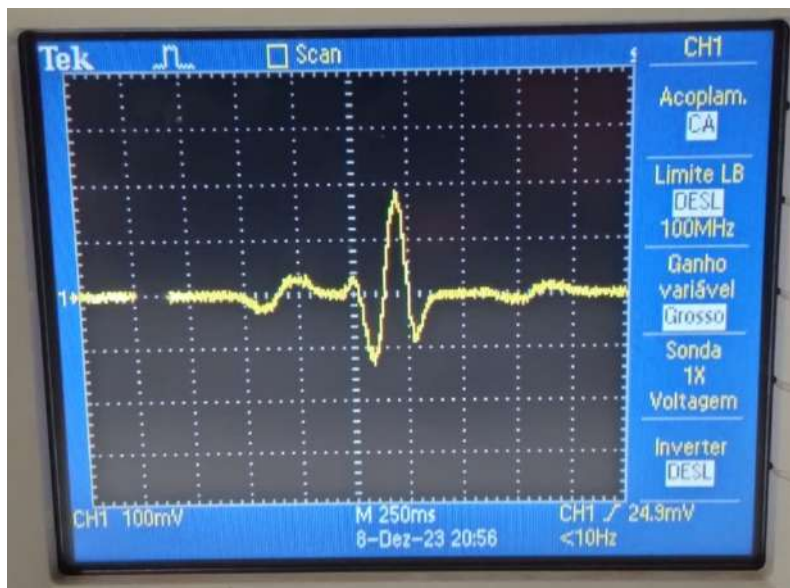
A partir da Figura 4.21 é dado início a etapa de condicionamento do sinal, mostrando a Figura 4.21 os pontos de aquisição na saída do amplificador inversor e na Figura 4.22 é possível observar o sinal atrasado em 180° .

Figura 4.21 – Medição do sinal de ECG na saída do Amplificador Inversor.



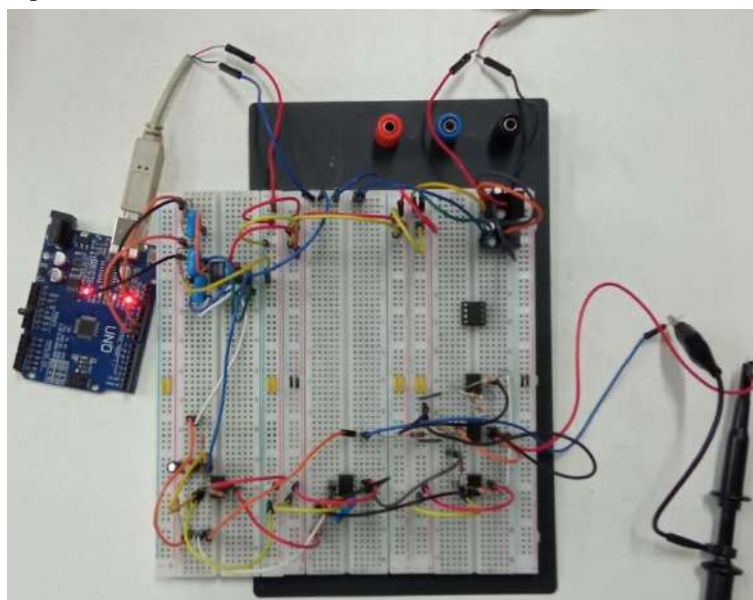
Fonte: Autores (2023).

Figura 4.22 – Visualização do sinal na saída Amplificador Inversor.



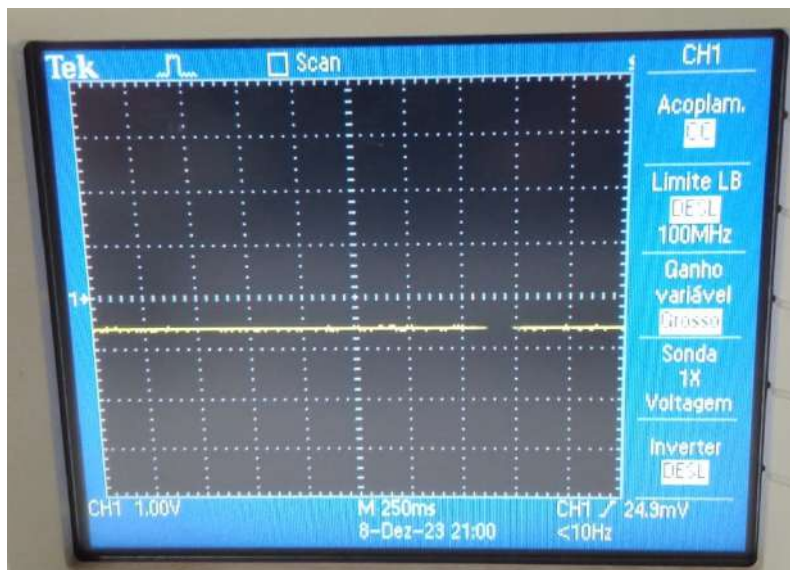
Fonte: Autores (2023).

Com as Figuras 4.23 e 4.24 é visto o funcionamento do circuito de tensão de *offset*. Para essa etapa vale ressaltar que apesar do circuito fornecer o nível de tensão CC esperado, os resistores do divisor de tensão possuem uma tolerância de 5%, tornando o circuito mais sensível a alterações do nível de tensão que sustentará o sinal, sendo sugerido um aprimoramento mais refinado no circuito em continuações do trabalho.

Figura 4.23 – Medição do sinal de ECG na saída do Circuito de Tensão de Offset de $-0,5434V_{CC}$.

Fonte: Autores (2023).

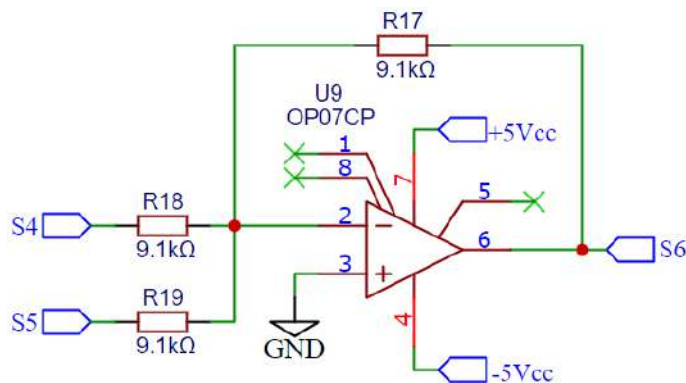
Figura 4.24 – Visualização do sinal na saída do Circuito de Tensão de Offset de $-0,5434V_{CC}$.



Fonte: Autores (2023).

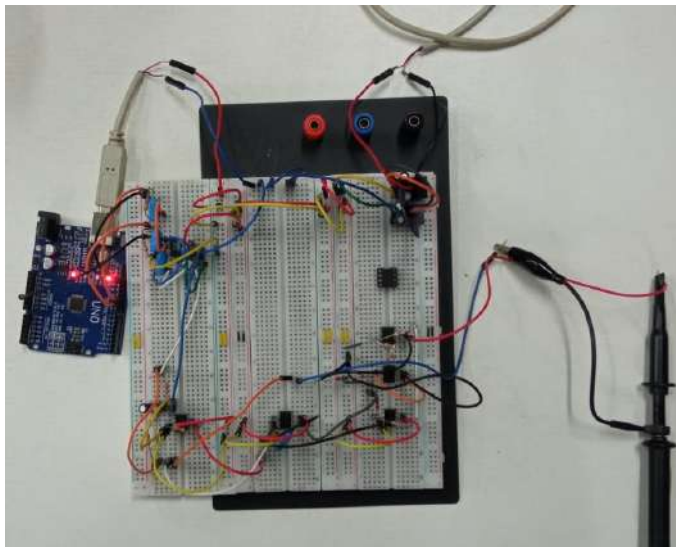
Já na etapa do amplificador somador inversor, devido ao uso dos componentes eletrônicos disponibilizados pelo IFTO, houve uma necessidade da substituição dos resistores de $10\text{ k}\Omega$ projetados por resistores de $9,1\text{ k}\Omega$, como visto na Figura 4.25. A partir disso, foi realizado a construção e medição do sinal, vide Figura 4.26, e visualização do sinal, vide Figura 4.27. Além disso é possível perceber na Figura 4.27 uma certa atenuação na amplitude do sinal neste estágio, provavelmente causado pelas perdas nos *jumpers* utilizados, porém nada que comprometesse as características presentes no sinal.

Figura 4.25 – Esquemático do Amplificador Somador Inversor implementado.



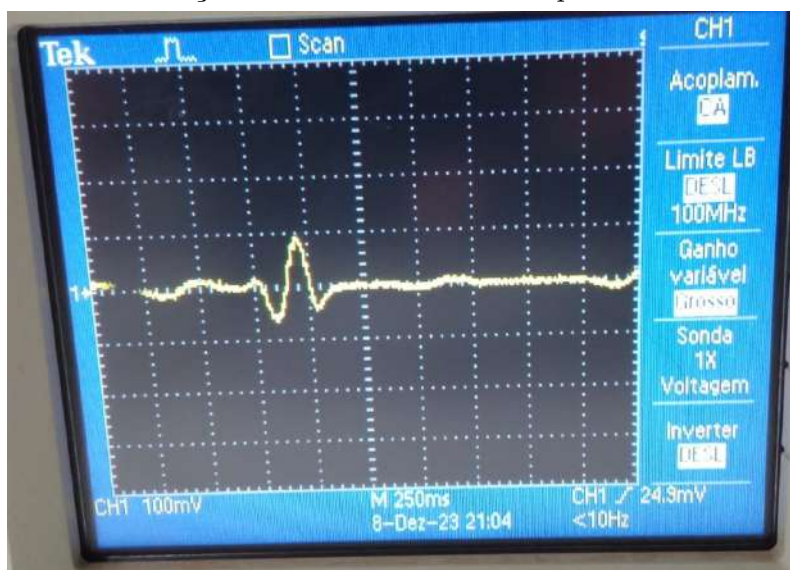
Fonte: Autores (2023).

Figura 4.26 – Medição do sinal de ECG na saída do Amplificador Somador Inversor.



Fonte: Autores (2023).

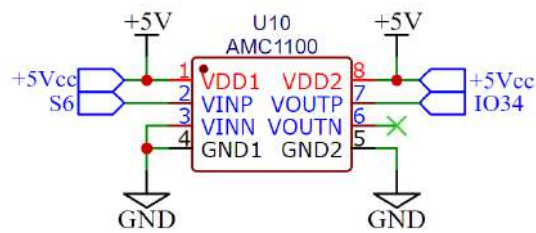
Figura 4.27 – Visualização do sinal na saída do Amplificador Somador Inversor.



Fonte: Autores (2023).

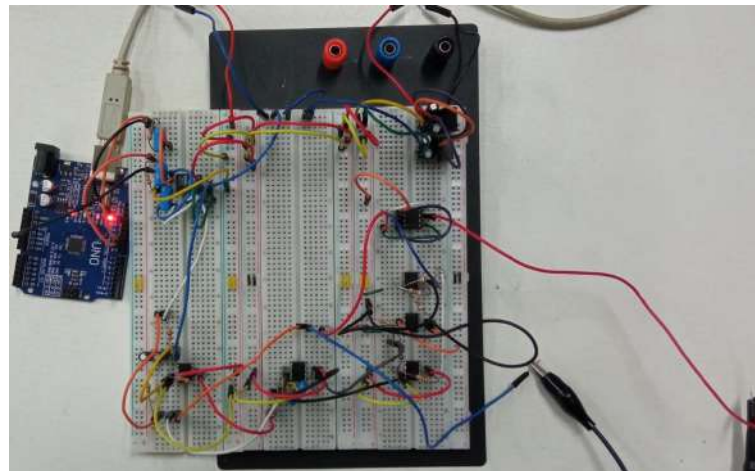
Como última etapa, a implementação do amplificador isolador projetado no capítulo 3 também sofreu uma alteração, devido a ausência da alimentação no lado isolado, no caso, por parte do módulo de desenvolvimento ESP-WROOM-32. Na implementação, vide Figura 4.28, foi utilizado a alimentação isolada de $+5 V_{CC}$ para ambos os lados do amplificador isolador, visando analisar seu comportamento em relação ao ganho de 8 V/V no sinal medido em sua saída. Na Figura 4.29 é visto sua medição e na Figura 4.30 é visto o sinal de ECG com um ganho de aproximadamente 8 V/V somado ao nível CC apto para o envio ao MCU.

Figura 4.28 – Esquemático do Amplificador Isolador.



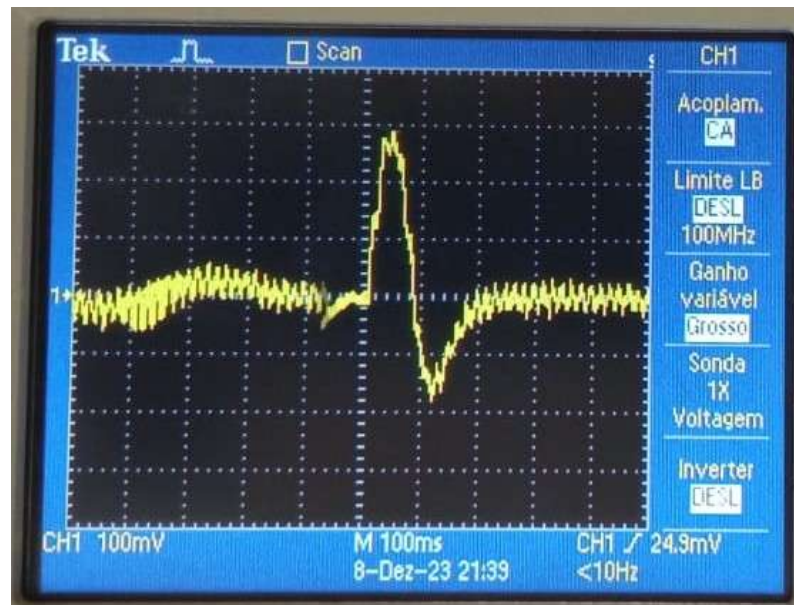
Fonte: Autores (2023).

Figura 4.29 – Medição do sinal de ECG na saída do Amplificador Isolador.



Fonte: Autores (2023).

Figura 4.30 – Visualização do sinal na saída do Amplificador Isolador.



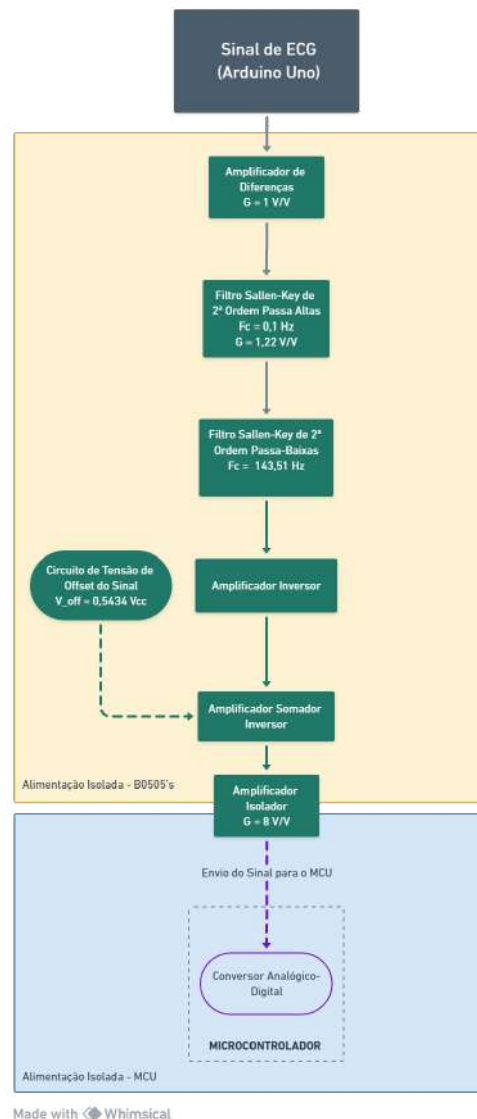
Fonte: Autores (2023).

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Após descrever os resultados encontrados no Capítulo 4, é possível observar que na Figura 5.1 todas as etapas do circuito de aquisição do sinal de ECG foram concluídas com êxito até a etapa de envio do sinal para o Microcontrolador ESP-WROOM-32, com exceção do Circuito *Driver* da Perna Direita e do Circuito do Filtro de proteção contra interferência de RF. Ambos os circuitos não foram implementados devido ao grau de aprofundamento escolhido para o trabalho, que teve seu foco destinado, nesse primeiro momento, as etapas dos circuitos de aquisição e condicionamento em vez das etapas destinadas a proteção destes.

Visando isto, os sinais cardíacos foram gerados/simulados pelo módulo do Arduino UNO, eliminando intencionalmente a necessidade do Circuito *Driver* de Perna Direita e as possíveis interferências de RF incididas no circuito pelo ambiente do laboratório onde ocorreram os testes.

Figura 5.1 – Andamento do Projeto.



Fonte: Autores (2023).

Para além da etapa anterior, os circuitos de Armazenamento de Dados e Sinalização Sonora

também não foram implementados nos testes práticos, tendo como completo êxito até a finalização deste projeto as etapas com o fundo preenchido na Figura 5.1.

Já na etapa do projeto de *software*, ficou pendente a etapa do algoritmo de recepção do sinal de ECG, gravada no ESP-WROOM-32, que engloba a gravação dos dados no módulo de cartão microSD e as instruções de alarme para o módulo de sinalização sonora. Mediante a estas etapas, um passo interessante para a análise do comportamento do circuito, seria o submeter a um teste de validação utilizando diversos perfis de sinais cardíacos com características distintas e avaliar a qualidade das informações extraídas.

A máxima desta proposta foi optar pelo uso de componentes eletrônicos e outros materiais pertencentes à Coordenação de Laboratórios do curso de Engenharia Elétrica do IFTO *Campus* Palmas. Tomou-se esta decisão devido ao apresentado na justificativa deste trabalho, no qual, citando a Organização Didático-Pedagógica dos Cursos de Graduação Presenciais do IFTO e Resolução N^o 466 do Ministério da Saúde, indicou-se estimular o desenvolvimento de soluções técnicas e tecnológicas para o progresso da ciência e da tecnologia, estendo seus benefícios à comunidade, sendo ela interna e externa ao IFTO.

Faz parte dos resultados deste Trabalho de Conclusão de Curso deixar para a comunidade do IFTO uma possibilidade, métodos e recursos capazes de replicar e aprimorar este projeto nos seus laboratórios e demais instituições que disponham de componentes eletrônicos e recursos tecnológicos como os utilizados no desenvolvimento deste trabalho. O intuito é viabilizar e acrescentar possibilidades de estudos de tecnologias da saúde com a engenharia biomédica integrada ao curso de engenharia elétrica do IFTO *Campus* Palmas.

5.1 Trabalhos futuros

Existem alguns aprimoramentos, em relação ao projeto de *hardware*, observados e também sugeridos para trabalhos futuros sobre o protótipo de eletrocardiógrafo com uma maior robustez. Considerando alguns aspectos adicionais em relação aos aspectos que estão pendentes, as sugestões em sequência são:

- Implementar um estágio de proteção contra interferências causadas por frequências de RF;
- Implementar o circuito *driver* de perna direita;
- Aprimorar o circuito de tensão de *offset* utilizando resistores de precisão com percentuais de tolerância como, por exemplo, 0,1% e 1%, além de adicionar um potenciômetro para um ajuste fino do valor da tensão;
- Adicionar um estágio de proteção contra sobretensão nas entradas diferenciais do Amplificador de Instrumentação ou Amplificador de Diferenças, como por exemplo, diodos da família 1N4001. A escolha do diodo supracitado se dá por conta do mesmo possuir uma VRRM (*Maximum Repetitive Reverse Voltage* - Tensão de Pico Inverso Repetitivo) de 50 V, sendo interessante para evitar picos de tensão incidindo diretamente no circuito que o danifiquem;
- Analisar o envio do sinal de ECG para uma aplicação web, utilizando a tecnologia BLE ao invés de fazer uso de Wi-Fi, visando uma redução inteligente do consumo de energia elétrica necessária para o funcionamento, por parte do protótipo;
- Alterar o módulo de isolamento/alimentação atual para o módulo A0505S, que permite uma alimentação 5 V_{CC} e fornecer uma tensão de saída simétrica de $\pm 5 V_{CC}$ com uma potência de 1 W, ou seja, conseguindo fornecer até ± 100 mA aos circuitos eletrônicos;

- Estudar o uso de baterias para a alimentação do protótipo, fazendo assim com que o mesmo não dependa da alimentação da rede elétrica e permita uma mobilidade genuína do dispositivo final;
- Implementar circuitos conversores CC-CC, por conta da sua alta eficiência de conversão, para adaptar o nível de tensão fornecido pela bateria aos níveis requeridos pelos circuitos, podendo utilizar as topologias mais comuns, como: *buck*, *boost* e *buck-boost*;
- Desenvolver um circuito eletrônico de gerenciamento de energia do dispositivo para acompanhamento dos níveis de carga da bateria por meio do envio desse valor para o MCU e posteriormente apresentação no *front-end* do projeto de *software*;
- Buscar estabelecer parceria com outra instituição local de ensino superior que ministre cursos na área da saúde para a realização dos testes do equipamento tendo um equipamento de referência para comparação. Um equipamento possível sugerido seria o Manequim Simulador de Paciente, que gera alguns dos sinais vitais, como os sinais do ECG;
- Estudar a adição de eletrodos e do conector de entrada para o circuito do ECG, visando testes práticos mais realísticos, como o teste utilizando o Manequim, por exemplo. Um desses conectores é o conector PJ-320A, que pode ser utilizado para receber conector macho dos eletrodos com os sinais derivados do Braço Esquerdo, Direito e Perna Direita;
- Desenvolver uma PCI para os circuitos visando a redução do ruído presente na *protoboard* e o aprimoramento em termos de robustez do protótipo como um todo;
- Desenvolver o protótipo, a partir dos pontos supracitados com o mínimo de custo financeiro e o máximo de qualidade do material, desde o projeto até o produto final;

Já para o projeto de *software*, as sugestões são:

- Desenvolver um algoritmo que posteriormente será utilizado no projeto de *software* referente a comunicação do protótipo com a rede sem fio, utilizando alguma das tecnologias disponíveis, como o protocolo MQTT discutido no Apêndice C;
- Desenvolver uma Interface Homem-Máquina, no formato de uma aplicação web do eletrocardiógrafo para o acompanhamento do usuário;

Uma proposta para o projeto de *software* foi desenvolvida e consta no Apêndice C. Segure-se a leitura do mesmo para um maior nível de detalhamento.

REFERÊNCIAS

ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas. **ABNT NBR IEC 60601-1: Equipamento eletromédico Parte 1: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial.** Rio de Janeiro: ABNT, 2012. 358 p.

ALMEIDA, Marcelo Bitu de. **Avaliação da Qualidade do Serviço de Assistência Domiciliar Pediátrica no “Programa Melhor Em Casa”: A Experiência de Uma Cidade de Grande Porte Do Ceará.** 2019. 104 p. Dissertação (Mestrado Profissional em Saúde da Família) – Centro de Ciências da Saúde, Universidade Estadual Vale do Acaraú, Sobral, 2019. Disponível em: https://renasf.fiocruz.br/sites/renasf.fiocruz.br/files/dissertacoes/2019_UVA_Disserta%C3%A7%C3%A3o_Marcelo%20Bitu%20de%20Almeida.pdf. Acesso em 05 fev. 2023.

ANALOG DEVICES. **CHAPTER 8 - ANALOG FILTERS.** 2020. Disponível em: <https://www.analog.com/media/en/training-seminars/design-handbooks/basic-linear-design/chapter8.pdf>. Acesso em 04 mar. 2023.

ANALOG DEVICES. **Low Cost, Miniature Isolation Amplifiers AD202/AD204.** 2002. Texas Instruments. Disponível em: https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD202_204.pdf. Acesso em 14 abr. 2023.

ANALOG DEVICES. **Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier AD620.** 2011. Disponível em: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>. Acesso em 23 mai. 2023.

ANALOG DEVICES. **Ultralow Offset Voltage Operational Amplifier OP07.** 2011. Disponível em: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/op07.pdf>. Acesso em 24 mai. 2023.

ARAÚJO, Gabriel Henrique Silva. **Sistema Portátil de Aquisição, Filtragem Programável e Visualização de Sinais de Eletrocardiografia.** 48 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília. Brasília, 2017. Disponível em: <https://bdm.unb.br/handle/10483/20843>. Acesso em 31 mai. 2023.

ATMEL. **Atmel 8-bit Microcontroller with 4/8/16/32KBytes In System Programmable Flash.** 2014. Atmel. Disponível em: <https://datasheet.octopart.com/ATMEGA2560V-8AU-Microchip-datasheet-24967521.pdf> . Acesso em 26 mar. 2023.

AZZOLINI, Mathias Gheno. **Derivação de um estilo arquitetural para o front-end de sistemas baseados em React.js com base em projetos Open Source.** 48 f. Trabalho de Conclusão de Curso - Instituto de Informática, Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, 2021. Disponível em: <https://www.lume.ufrgs.br/handle/10183/231869>. Acesso em 08 jun. 2023.

BAKER, Bonnie C. **Analog Applications Journal - Bandstop filters and the Bainter Topology - 2015.** Disponível em: <https://www.ti.com/lit/an/slyt613/slyt613.pdf>. Acesso em 20 mai. 2023.

- BANSOD, P. Prashant; BARSAIYAN, Mayank. **“Protection circuit design for Electrocardiograph (ECG) with input filtering”**, 2017 8th International Conference on Computing, Communication and Networking Technologies (ICCCNT), 2017, pp. 1-4, doi: 10.1109/ICCCNT.2017.8204168.
- BARBOSA, Rogério; FERREIRA DE SOUZA, Pedro; SOARES, Serguei. **Desigualdade de renda no Brasil de 2012 a 2019**. Blog DADOS, 2020 [publicado em 16 julho 2020]. Disponível em: <http://dados.iesp.uerj.br/desigualdade-brasil/>. Acesso em 07 jan. 2023.
- BELL, David R.; RHOADES, Rodney A. **Fisiologia Médica - Fundamentos da Medicina Clínica**. 5 ed. Barcelona: LWW, 2018.
- BRAGA, Newton C. **Instituto NCB - Acoplamento e Desacoplamento (ART1604), 2017**. Disponível em: <https://www.newtoncbraga.com.br/index.php/projetos/13993-acoplamento-e-desacoplamento-art1604.html>. Acesso em 15 fev. 2023.
- BRASIL. Ministério da Educação. Secretaria de Educação Profissional e Tecnológica. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Tocantins. **Regulamento da Organização Didático-Pedagógica dos Cursos de Graduação Presenciais do IFTO**. Disponível em: <http://www.ifto.edu.br/ifto/colegiados/consup/documentos-aprovados/regulamentos/regulamentos-cursos-graduacao/regulamento-da-organizacao-didatico-pedagogica-dos-cursos-de-graduacao-do-ifto.pdf>. Acesso em 14 jan. 2023.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Conselho Nacional de Saúde. **Resolução Nº 466, de 12 de Dezembro de 2012**. Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/cns/2013/res0466_12_12_2012.html. Acesso em 07 nov. 2023.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Gabinete do Ministro. **Portaria Nº 825, de 15 de Abril de 2016**. Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2016/prt0825_25_04_2016.html. Acesso em 18 out. 2023.
- BURR-BROWN. **INA114 Precision Instrumentation Amplifier**. 2017. Disponível em: https://datasheet.lcsc.com/lcsc/1809051226_Texas-Instruments-INA114AP_C38890.pdf. Acesso em 5 fev. 2023.
- BURR-BROWN. **Optically Coupled Linear ISOLATION AMPLIFIERS**. Texas Instruments. 2000. Disponível em: <https://pdf1.alldatasheetpt.com/datasheet-pdf/view/111410/BURR-BROWN/3650.html>. Acesso em 5 fev. 2023.
- BUSS, P.M. **Uma introdução ao conceito de promoção da saúde**. In: CZERESNIA, D.; FREITAS, C.M. (Org.). **Promoção da saúde: conceitos, reflexões, tendências**. Rio de Janeiro: Ed. Fiocruz, 2003. 174p.
- CORREA, Remington Phelipe da Silva et al. **Simulação de Aplicações Utilizando o Protocolo de Comunicação MQTT com Aplicações em Ambientes Industriais**. UFU, XIV CEEL - ISSN 2178-8308, Minas Gerais, 2016. Disponível em: https://www.peteletricaufu.com/static/ceel/doc/artigos/artigos2016/ceel2016_artigo108_r01.pdf. Acesso em 13 mar. 2023.

- COSTA, Maxwell Moura. **Sistema para monitoração da frequência cardíaca, respiratória e detecção da apnéia** / Maxwell Moura Costa. - Campina Grande, 2004. 82 f.: il.
- CROWD SUPPLY. **HealthyPi v4 – Unplugged**. Disponível em: <https://www.crowdsupply.com/protocentral/healthypi-v4-unplugged>. Acesso em 25 abr. 2023.
- ELECROW. **ESP-WROOM-32 (ESP32 WiFi-BT-BLE MCU Module)**. 2021. Disponível em: <https://www.elecrow.com/esp-wroom-32-esp32-wifi-bt-ble-mcu-module.html>. Acesso em: 12 abr. 2023.
- ELETROGATE. **Módulo Pulso Cardíaco com Eletrodos AD8232**. 2021. Disponível em: https://www.eletrogate.com/modulo-pulso-cardiaco-com-eletrodos-ad8232?utm_source=Site&utm_medium=GoogleMerchant&utm_campaign=GoogleMerchant. Acesso em: 15 de mar. 2023.
- ESPRESSIF. **ESP32-WROOM-32 Datasheet, Version 3.0**, 2020. Espressif Systems. Disponível em: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32_datasheet_en.pdf. Acesso em: 10 fev. 2023.
- FOTIADIS, D. I. et al. Electrocardiogram (ECG): Automated Diagnosis. In: AKAY, M. Wiley. **Encyclopedia of Biomedical Engineering**. 2 ed. Estados Unidos: John Wiley & Sons, 2006. p. 1259-1275.
- FRANCO, Marcus Vinicius Barreto. **Desenvolvimento de um protótipo de eletrocardiograma de alta resolução para auxílio no diagnóstico de cardiopatias** / Marcus Vinicius Barreto Franco; [orientado por] André Luiz Printes. – Manaus: 2017. 81 p.: il.
- GALLIAN, Dante Marcello Claramonte. O destronamento do coração: breve história do coração humano até o advento da modernidade. **Revista Memorandum** 18, abril/2010, Belo Horizonte: UFMG; Ribeirão Preto: USP ISSN 1676-1669. Disponível em: <http://seer.ufmg.br/index.php/memorandum/article/view/9837>. Acesso em 25 jan. 2023.
- GITHUB, **ProtoCentral HealthyPi - v4**. 2020. Disponível em: https://github.com/Protocentral/protocentral_healthypi_v4. Acesso em 20 abr. 2023.
- GUEDES, Fernando Albéniz Machado de Moura. **Projeto para verificação de uma forma alternativa para teste dielétrico em botas e calçados**. 2018. 54 f. Monografia (Curso de Pós-Graduação em Engenharia de Segurança do Trabalho) – Centro Universitário de João Pessoa – UNIPÊ, João Pessoa, 2018. Disponível em: <https://bdtcc.unipe.edu.br/wp-content/uploads/2018/12/TCC-PROJETO-PARA-VERIFICA%C3%87%C3%83O-DE-UMA-FORMA-ALTERNATIVA-PARA.pdf>. Acesso em 04 mai. 2023.
- HALL, John Edward. **Tratado de Fisiologia Médica** [recurso eletrônico] / John E. Hall; [tradução Alcides Marinho Junior ... et al.]. -Rio de Janeiro: Elsevier, 2011. recurso digital: il.
- HIVEMQ. **Qualidade de serviço 0,1 e 2 - MQTT Essentials: Parte 6**. 2015. Disponível em: <https://www.hivemq.com/blog/mqtt-essentials-part-6-mqtt-quality-of-service-levels/>. Acesso em 16 fev. 2023.

- HOSPINET. **Eletrocardiógrafo 12 Canais Digital Cardiocare 2000**. Disponível em: <https://www.hospinet.com.br/eletrocardiografo-12-canais-digital-cardiocare-2000/p?idsku=139>. Acesso em 02 jun. 2023.
- HPS. **Radiofrequency (RF) Radiation**. Disponível em: <https://hps.org/hpspublications/articles/rfradiation.html#:~:text=The%20RF%20part%20of%20the,is%20in%20providing%20telecommunications%20services>. Acesso em 23 mai. 2023.
- IBGE – INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. Revista Retratos. **Idosos indicam caminhos para uma melhor idade**. 2019. Disponível em: <https://agenciadenoticias.ibge.gov.br/agencia-noticias/2012-agencia-de-noticias/noticias/24036-idosos-indicam-caminhos-para-uma-melhor-idade>. Acesso em 06 dez. 2022.
- JETEKPS. **Módulo de alimentação DC-DC de 1 W - A0505S**. 2023. Disponível em: https://datasheet.lcsc.com/lcsc/1912111437_JETEKPS-A0505S-1W_C387583.pdf. Acesso em 17 fev. 2023.
- KESTER, Walt. **Which ADC Architecture Is Right for Your Application?**. Analog Dialogue Technical Journal – Analog Devices. Disponível em: <https://www.analog.com/media/en/analog-dialogue/volume-39/number-2/articles/the-right-adc-architecture.pdf>. Acesso em 15 fev. 2023.
- KOVACS, Leandro. **O que é e para que serve o MongoDB?** Disponível em: <https://tecnoblog.net/responde/o-que-e-e-para-que-serve-o-mongodb/>. Acesso em 08 jun. 2023.
- LOCATELLI, Caroline. Curto Circuito. **Introdução ao MQTT**. Disponível em: <https://www.curtocircuito.com.br/blog/introducao-ao-mqtt#introducao>. Acesso em 15 jan. 2023.
- MAGAZINE MÉDICA. **Eletrocardiógrafo ECG 12s PCI Plus ECAFIX**. Disponível em: <https://magazinemedica.com.br/produtos/visualiza/sku/8491/>. Acesso em 02 jun. 2023.
- MALVINO, Albert. **Eletrônica** [recurso eletrônico] / Albert Malvino, David J. Bates; tradução: Antonio Pertence Jr. – 8. ed. – Porto Alegre: AMGH, 2016.
- MAXIM INTEGRATED. **MAX30208 $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$ Accurate, I2C Digital Temperature Sensor**. 2020. Disponível em: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30208.pdf>. Acesso em 14 abr. 2023.
- MEDBIT. **Eletrocardiógrafo 3 Canais ECG 12S**. Disponível em: https://www.medbit.com.br/eletrocardiografo-3-canais-ecg-12s?utm_source=Site&utm_medium=GoogleMerchant&utm_campaign=GoogleMerchant. Acesso em 02 jun. 2023.
- MELLO MARTINS, Victor Silva. **Estudo das normas de aplicação de usabilidade em produtos eletromédicos**. 68 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo. São Carlos, 2017. Disponível em: <http://www.tcc.sc.usp.br/tce/disponiveis/18/180500/tce-17012018-160053/?&lang=br>. Acesso em 25 mai. 2023.

MELO, Cristina Maria Meira de; VERDI, Débora Spalding; SILVA, Kênia Lara. **Monitoramento e avaliação de serviço de Atenção Domiciliar**. – Belo Horizonte: NESCON / UFMG, 2017.

MERCADO LIVRE. **Conector P2 Fêmea Pj-320a 4 Pinos Smd Kit 10 Peças**. Disponível em: https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-1656144926-conector-p2-fmea-pj-320a-4-pinos-smd-kit-10-pecas-_JM. Acesso em 27 mar. 2023.

MICROCHIP. **PIC24FV32KA304 FAMILY - 20/28/44/48 - Pin, General Purpose, 16-Bit Flash Microcontrollers with XLP Technology**. 2017. Microchip. Disponível em: <https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/30009995e.pdf>. Acesso em 12 mai. 2023.

MORAES, Edgar Nunes. **Atenção à saúde do Idoso: Aspectos Conceituais**. Brasília: Organização Pan-Americana da Saúde, 2012. Disponível em: <https://bibliodigital.unijui.edu.br:8443/xmlui/bitstream/handle/123456789/5574/aten%C3%A7%C3%A3o%20a%20saude%20do%20idoso.pdf?sequence=1>. Acesso em 10 fev. 2023.

MORAIS, Emilie Trindade de; BATISTA, Ítalo Paiva. **Implementação de uma Interface de Programação e uma Arquitetura de Plugins para a plataforma de participação social “Empurrando Juntos”**. 59 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília, Brasília, 2017. Disponível em: <https://bdm.unb.br/handle/10483/19893>. Acesso em 08 jun. 2023.

NAZERAN, H. **Computers in Electrocardiography**. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. Estados Unidos; v. 3, n. 2, p. 34-53, Mar. 2006.

NERI, Renan; LOMBA, Matheus; BULHÕES, Gabriel. **MQTT**. UFRJ, 2019. Disponível em: <https://www.gta.ufrj.br/ensino/eel878/redes1-2019-1/vf/mqtt/>. Acesso em 08 fev. 2023.

OKAWA. **Filter design and analysis**. Disponível em: <http://sim.okawa-denshi.jp/en/Fkeisan.htm>. Acesso em: 23 mar. 2023.

OLIVEIRA, Barbara. **Da febre amarela ao coronavírus: veja 8 doenças que alarmaram a humanidade**. Rede Gazeta. 2020. Disponível em: <https://www.agazeta.com.br/revista-ag/vida/da-febre-amarela-ao-coronavirus-veja-8-doencas-que-alarmaram-a-humanidade-0220>. Acesso em 01 fev. 2023.

OLIVEIRA, Erika Rebeca Pereira; AMARAL, Pedro Henrique Borges do. **Protótipo de medidor de baixo custo para análise da qualidade da tensão em regime permanente**. 88 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Tocantins, Palmas, 2021.

OPAS - Organização Pan-Americana da Saúde. **Doenças Cardiovasculares**. Disponível em: <https://www.paho.org/pt/topicos/doencas-cardiovasculares>. Acesso em 15 fev. 2023.

OPENBCI. **Cyton Biosensing Board (8-Channels)**. Disponível em: <https://shop.openbci.com/products/cyton-biosensing-board-8-channel?variant=38958638542>. Acesso em 02 mar. 2023.

PÍCOLO, Mariana Nunes. **Otimização de Desempenho Orientado ao Tempo de Carregamento em Aplicações Web Front-end**. 89 f. Trabalho de Conclusão de Curso - Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília. Brasília, 2021. Disponível em: <https://bdm.unb.br/handle/10483/30632>. Acesso em 08 jun. 2023.

- PINHEIRO, Leonardo Everson Linhares. **Sistema de Gerenciamento de Dispositivos MQTT**. 52 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Instituto Universidade Virtual, Universidade Federal do Ceará. Fortaleza, 2019. Disponível em: <http://www.repositorio.ufc.br/handle/riufc/45936>. Acesso em 07 jun. 2023.
- PROTOCOLCENTRAL. **About Us**. Disponível em: <https://protocolcentral.com/about-protocolcentral/>. Acesso em 02 fev. 2023.
- REZENDE, Joffre Marcondes de. **Terapia, Terapêutica, Tratamento**. Revista de Patologia Tropical, UFG, Vol. 39 (2): 149-150. abr.-jun. 2010. Disponível em: <https://www.revistas.ufg.br/iptsp/article/download/10734/7133/>. Acesso em 05 jan. 2023.
- ROCHA, Lucas C. B. da et al. **Índice de Popularidade das Linguagens de Programação e Frameworks Front-end e Back-end nas Fábricas de Software da Região de Belo Horizonte**. Universidade FUMEC, Minas Gerais, 2019. Disponível em: <http://201.48.93.203/index.php/computacaoesociedade/article/view/7308>. Acesso em 08 jun. 2023.
- RODRIGUEZ, Alexander Narvaez. **Contribuição ao Desenvolvimento do Sistema de Gestão de Qualidade do Laboratório de Certificação de Equipamentos Eletromédicos da Universidade de Brasília para o escopo em Segurança Elétrica**. 2013. 75 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Sistemas Eletrônico e de Automação) – Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, 2013. Disponível em: https://repositorio.unb.br/bitstream/10482/17507/1/2013_AlexanderNarvaezRodriguez_Parcial.pdf. Acesso em 25 mai. 2023.
- SANTANA, Carla da Silva et al. **Uso de equipamentos de monitoramento da saúde por idosos no ambiente doméstico**. Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia, Rio de Janeiro, 2014, vol.17 no.2. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S1809-98232014000200015>. Acesso em 15 jan. 2023.
- SBEB – Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica. **Onde e como estão nossos Engenheiros Biomédicos**. Disponível em: <https://www.sbeb.org.br/site/onde-e-como-estao-nossos-engenheiros-biomedicos/>. Acesso em 30 mar. 2023.
- SEDRA, Adel S. **Microelectronic circuits** / Adel S. Sedra, University of Waterloo, Kenneth C. Smith, University of Toronto. — Seventh edition. 2014.
- SEGUNDO, Alan Kardek Rêgo; RODRIGUES, Cristiano Lúcio Cardoso. **Eletricidade em CA**. Ouro Preto: IFMG, 2015. Disponível em: <https://www.ifmg.edu.br/ceadop3/apostilas/eletricidade-em-ca>. Acesso em 03 mai. 2023.
- SIEMENS. **NBR IEC 60479-1 - Efeitos da corrente sobre seres humanos e animais domésticos**. [S.l.]. 2005.
- SILVA, Diego Cláudio da. **Monitor Multiparamétrico com conexão Wi-Fi para uso portátil e domiciliar**. Florianópolis: UFSC, 2018. Disponível em: <https://repositorio.ufsc.br/handle/123456789/187330>. Acesso em 03 de fev. 2023.

- SILVA, Helena Schubert I. L. **API REST na Plataforma A-CDM**. 45 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Instituto de Ciências Exatas, Universidade de Brasília. Brasília, 2019. Disponível em: <https://bdm.unb.br/handle/10483/28765>. Acesso em 07 jun. 2023.
- SILVA, Marcos Vinícius Leão. **Projeto de hardware para aquisição e condicionamento de biosinais – Aplicado ao ECG**. Belo Horizonte: CEFET-MG, 2015. Disponível em: https://www2.dee.cefetmg.br/wp-content/uploads/sites/18/2017/11/TCC_2015_1_MVLSilva.pdf. Acesso em 20 de fev. 2023.
- SOUZA, Ítalo Resende de. **Avaliação e refatoração de FRONT – END web por meio da aplicação de padrões de projetos**. 25 f. Trabalho de Conclusão de Curso - Universidade Federal Rural Do Semi-Árido. Mossoró, 2019. Disponível em: <https://repositorio.ufersa.edu.br/handle/prefix/3301>. Acesso em 08 jun. 2023.
- SOUZA, Victor Magalhães Silva de. **Lâmpada Mágica - Framework para criação de ambientes de front-end**. 62 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Escola de Informática Aplicada, Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro, 2016. Disponível em: <https://bsi.uniriotec.br/wp-content/uploads/sites/31/2020/05/201601Magalhaes.pdf>. Acesso em 08 jun. 2023.
- SPARKFUN ELECTRONICS. **SparkFun Single Lead Heart Rate Monitor - AD8232**. Disponível em: <https://www.sparkfun.com/products/12650>. Acesso em 10 jan. 2023.
- TEXAS INSTRUMENTS. **ADS129x Low-Power, 2-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements**. 2020. Texas Instruments. Disponível em: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1292r.pdf?ts=1653115234816>. Acesso em 14 abr. 2023.
- TEXAS INSTRUMENTS. **AFE4400 Integrated Analog Front-End for Heart Rate Monitors and Low-Cost Pulse Oximeters**. 2014. Texas Instruments. Disponível em: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/afe4400.pdf?HQS>. Acesso em 25 abr. 2023.
- TEXAS INSTRUMENTS. **AMC1100 Fully-Differential Isolation Amplifier**. 2019. Texas Instruments. Disponível em: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/amc1100.pdf?ts=1654515792273>. Acesso em 25 abr. 2023.
- TEXAS INSTRUMENTS. **Understanding electrocardiogram (ECG) basics and lead derivation**. 2021. Disponível em: <https://training.ti.com/understanding-electrocardiogram-ecg-basics-and-lead-derivation>. Acesso em 15 jan. 2023.
- THALER, Malcolm S. ECG essencial [recurso eletrônico]: **eletrocardiograma na prática diária / Malcolm S Thaler**; tradução e revisão técnica: de Jussara N. T. Burnier. – 7. ed. – Dados eletrônicos. – Porto Alegre: Artmed, 2013.
- TOGUINHO, Guilherme Dário. **ECG Gerado por Microcontrolador**. 47 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2015. Disponível em: <http://www.uel.br/ctu/deel/TCC/TCC2015-DarioGuilhermeToguinho.pdf>. Acesso em 10 abr. 2023.
- ZANON, Vinícius Rodrigues. **Dispositivo com Interface Wearable para a Aquisição, Processamento e Transmissão do Sinal Cardíaco em Exame de Eletrocardiograma**. 45 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade Federal de Santa Catarina, Araranguá, 2020. Disponível em: <https://repositorio.ufsc.br/handle/123456789/218416>. Acesso em 2 jun. 2023.

APÊNDICE A – CÓDIGO DE GERAÇÃO DO SINAL DE ECG DESENVOLVIDO NO ARDUINO IDE

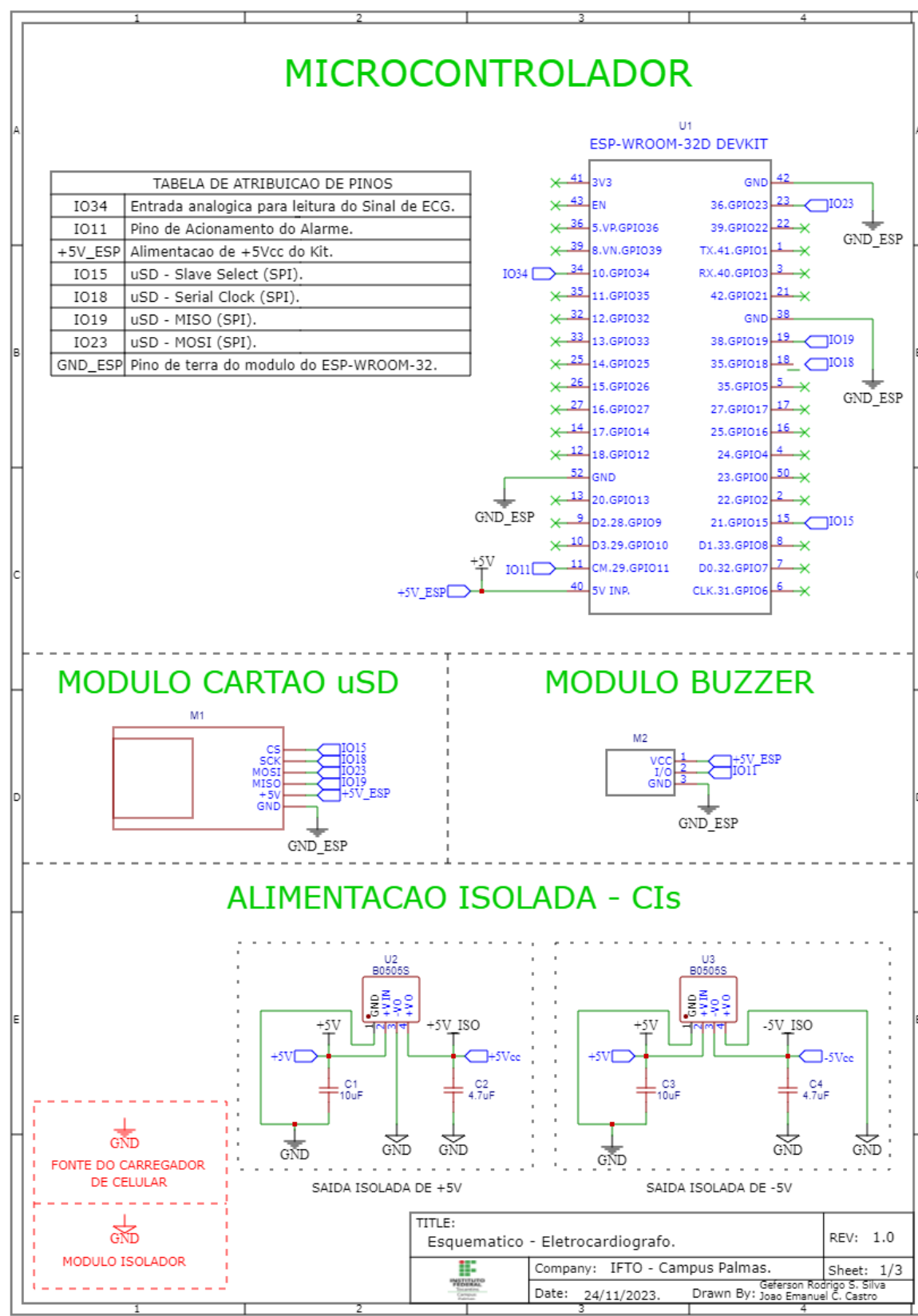
```

1 #define pwm1 9 // Porta do Arduino Uno utilizada para o envio do Sinal
  Modelo de ECG.
2 #define pwm2 10 // Porta do Arduino Uno utilizada para o envio do Sinal
  Modelo de ECG invertido.
3
4 // Vetor contendo o Sinal Modelo de ECG:
5
6 float ecg[] = {0.19136,0.19136,0.27337,0.41006,0.54675,0.74282,
7 2.0672,4.8761,9.1102,13.701,18.291,22.881,27.472,30.226,29.92,
8 26.554,21.963,17.373,12.782,8.1921,4.2015,1.7103,0.7185,0.62638,
9 0.53427,0.44215,0.35004,0.25792,0.16581,-0.9667,-6.2608,-14.335,
10 -14.306,-1.4965,22.712,48.475,71.736,76.651,60.719,26.441,-10.339,
11 -44.249,-57.116,-46.071,-20.956,-4.5927,0.149,0.24213,0.33526,0.42839,
12 0.52151,0.61464,0.70777,0.80089,0.89402,0.98715,1.0803,1.1734,1.2665,
13 1.3597,1.4528,1.5459,1.9248,3.0181,4.8258,7.0621,9.2985,11.535,13.771,
14 15.65,16.097,15.053,12.877,10.64,8.404,6.1676,4.0046,2.3792,1.3647,
15 0.88781,0.48964,0.1937,0.032284,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0};
16 float sinal_ecg;
17 float sinal_ecg_atrasado;
18
19 // Declaracao das saidas (pwm1) e (pwm2) possuindo uma Taxa de Transmissao
  de 115.200 baud:
20
21 void setup() {
22   pinMode(pwm1, OUTPUT);
23   Serial.begin(115200);
24
25   pinMode(pwm2, OUTPUT);
26   Serial.begin(115200);
27 }
28
29 void loop() {
30   for (int i = 0; i < 100; i += 1) //Contagem da posicao de cada elemento
     do Vetor ecg.
31   {
32     ecg[i];
33     sinal_ecg = map(ecg[i], -100, 100, 0, 100); //Mapeamento de todos os
34     // elementos do Vetor ecg com valores entre -100 e 100 para valores
     entre 0 e 255 do Vetor sinal_ecg.
35     sinal_ecg_atrasado = -sinal_ecg; //Sinal Modelo de ECG atrasado em 180
     graus.
36     analogWrite(pwm1, sinal_ecg); //Sinal Modelo de ECG enviado para ser
     transmitido pela porta pwm1.

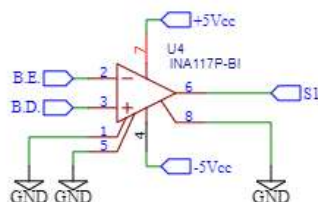
```

```
37     Serial.println(sinal_ecg); //Visualizacao do Sinal Modelo de ECG pelo
      Serial Plotter.
38     delay(10); //Atraso de 10 milissegundos ate a proxima emissao do Sinal
      de ECG.
39     analogWrite(pwm2, sinal_ecg_atrasado); //Sinal Modelo de ECG invertido
      enviado para ser transmitido pela porta pmw2.
40     Serial.println(sinal_ecg_atrasado); //Visualizacao do Sinal Modelo de
      ECG invertido pelo Serial Plotter.
41     delay(10); //Atraso de 10 milissegundos ate a proxima emissao do Sinal
      de ECG atrasado.
42 }
43 }
```

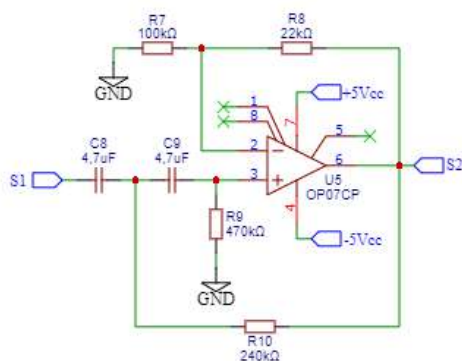
APÊNDICE B – ESQUEMÁTICO COMPLETO DO PROTÓTIPO DO ELETROCARDIOGRAFO



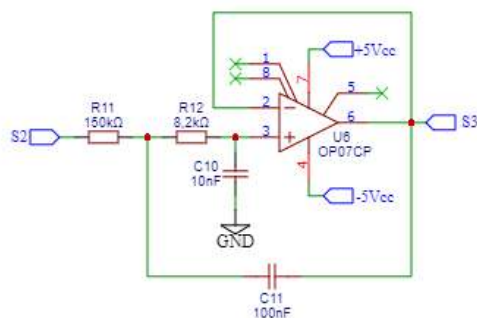
PRE-AMPLIFICACAO



FILTRO PASSA-ALTAS

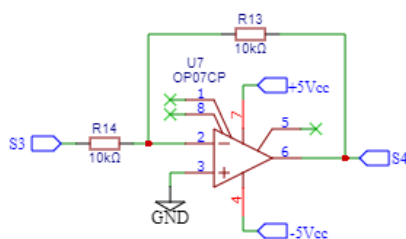


FILTRO PASSA-BAIXAS

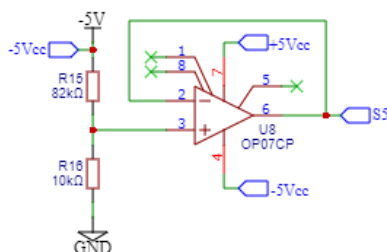


TITLE: Esquemático - Eletrocardiografo.		REV: 1.0
Company: IFTO - Campus Palmas.		Sheet: 2/3
Date: 24/11/2023.	Drawn By: Joao Emanuel C. Castro	

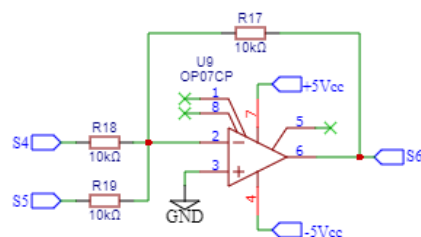
AMPLIFICADOR INVERSOR



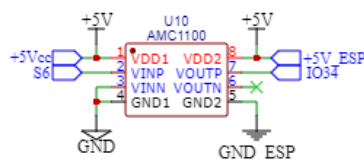
CIRCUITO DE TENSÃO DE OFFSET DO SINAL



AMPLIFICADOR SOMADOR INVERSOR



AMPLIFICADOR ISOLADOR



TITLE: Esquemático - Eletrocardiografo.		REV: 1.0
Company: IFTO - Campus Palmas.		Sheet: 3/3
Date: 24/11/2023.	Drawn By: Geferson Rodrigo S. Silva João Emanuel C. Castro	

APÊNDICE C – SUGESTÕES PARA PROJETO DE SOFTWARE

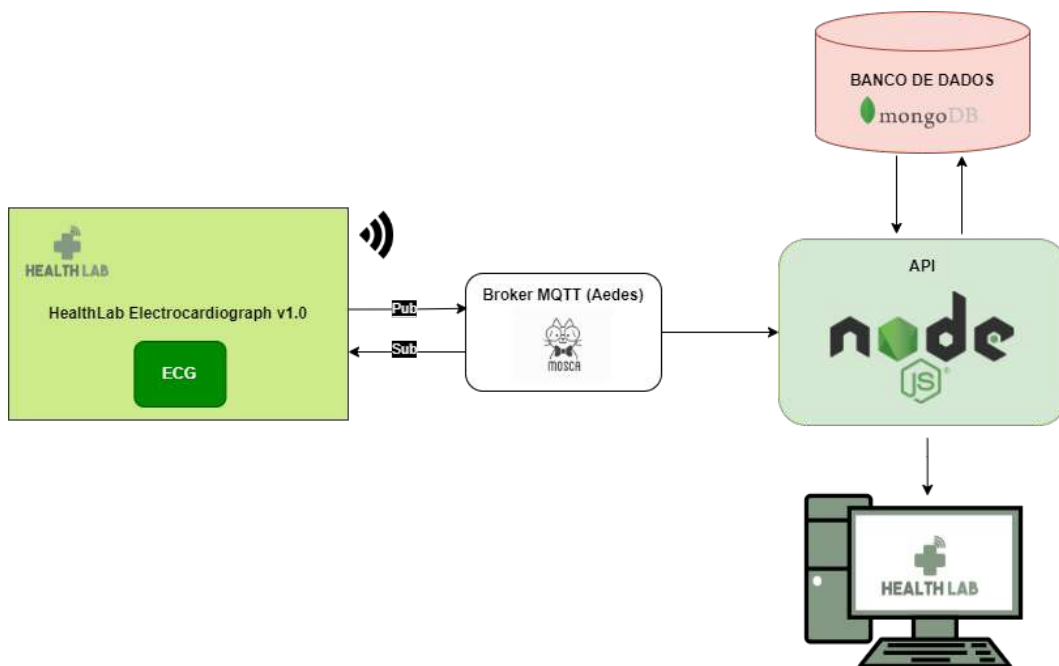
C.1 Projeto de Software

C.1.1 Estrutura de Interação Hardware-Software

Neste subtópico está apresentado de forma sucinta o desenvolvimento da aplicação *web*, por nome *HealthLab*, o protocolo MQTT, que é o protocolo de comunicação atualmente utilizado entre o protótipo e a API (*Application Programming Interface* ou Interface de Programação de Aplicação) em Node.js. Na Figura C.1 está uma representação geral do processo. A aplicação *web* foi construída em dois grandes conjuntos, sendo eles:

- *Back-end*: uma API desenvolvida por meio do Node.js, que é um *software* de código aberto, agregado ao banco de dados do tipo não relacional MongoDB;
- *Front-end*: uma aplicação web desenvolvida por meio de uma biblioteca por nome *ReactJS*, que é uma biblioteca de código aberto da linguagem de programação JavaScript focada em criar interfaces de usuário em páginas web.

Figura C.1 – Representação do sistema proposto com o protótipo a esquerda, e todo o conjunto de *Back-end* e *Front-end* a direita.



Fonte: Autores (2023).

A parte do projeto de software se encontra com a estrutura de *back-end* construída e testada, restando o desenvolvimento da parte de *front-end* e do algoritmo de tratamento, envio e armazenamento do sinal de ECG através do ESP WROOM 32, para que possa ser realizado em conjunto com o protótipo a demonstração visual dos dados para o usuário na aplicação WEB. Também pode ser considerado, em qualquer etapa subsequente deste trabalho, pesquisa da possibilidade/necessidade de algumas funcionalidades adicionais à interface da aplicação WEB.

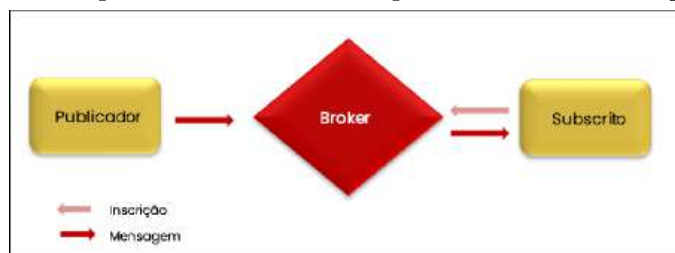
Os tópicos a seguir, representam o ideal de projeto final pensado pelos autores, sendo composto pela continuidade dos dois projetos supracitados em conjunto com a apresentação dos resultados encontrados. A conclusão contém sugestões para trabalhos futuros e o aprofundamento em pontos construtivos e relevantes levantados pela banca avaliadora.

C.1.2 Protocolo MQTT e Broker Utilizado

O MQTT - *Message Queue Telemetry Transport* (Transporte de Filas de Mensagem de Telemetria) é um protocolo de comunicação de máquina para máquina (M2M - *Machine to Machine*) com foco em *Internet of Things* (IoT) que funciona baseado na pilha do protocolo TCP/IP (NERI; LOMBA; BULHÕES, 2019).

Criado pela IBM® MQ, a comunicação em um sistema MQTT é baseada na relação entre cliente e servidor (*Broker*). A relação cliente é caracterizada pela realização tanto de “postagens” quanto de “captação” de informação (Figura C.2), ou seja, são aplicações, embarcadas em dispositivos ou em sistemas operacionais, que utilizam o *broker* como elemento intermediário para receber ou enviar informações uns aos outros, podendo, tais clientes, utilizar destas informações para realizar processamentos e determinadas outras ações. E, a relação servidor (*Broker*) caracteriza-se pela administração dos dados, tanto recebidos quanto enviados, ou seja, o *Broker* é um servidor virtual que armazena todas as informações proveniente dos clientes, separando-as em tópicos e as disponibiliza para que outros clientes busquem essas informações quando se fizer necessário (CORREA et al., 2016). Para tal funcionamento, um paradigma (padrão) chamado *Publish-Subscribe* é utilizado, em que o papel de Publicador ou *Publisher*, o transmissor da mensagem, escreve um tópico (endereço) de destino da mensagem e o seu *Payload* (conteúdo da mensagem), essa mensagem então é transmitida ao *Broker* que a encaminha ao Subscrito ou *Subscriber* previamente inscrito no tópico (LOCATELLI, 2020).

Figura C.2 – Esquema de estrutura simplificada da comunicação MQTT.



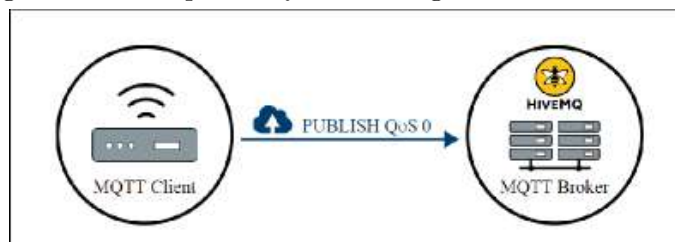
Fonte: Locatelli - Curto Circuito (2020).

A popularidade do protocolo MQTT deve-se a alguns fatores, como a simplicidade de aplicação, baixo consumo de dados e possibilidade de comunicação bilateral (NERI; LOMBA; BULHÕES, 2019). Dentre as qualidades pode-se apresentar maior nível de segurança, facilidade de implementação, baixa alocação de banda, compatibilidade de bibliotecas com diversas linguagens de programação, níveis de serviço de acordo com relevância da mensagem, garantias de entrega, além de mostrar-se ideal para comunicação entre dispositivos remotos, em razão de sua qualidade de serviço, e variações de envio de dados, podendo enviar determinado dado para um ou vários clientes (LOCATELLI, 2020).

Um recurso chave do protocolo MQTT é o de qualidade de serviço (QoS - *Quality of Service*), que dá ao cliente o poder de escolher um nível de serviço que corresponda à confiabilidade da rede e à lógica do aplicativo e classificam-se em três níveis: QoS 0 - No máximo uma vez; QoS 1 - Pelo menos uma vez; QoS 2 - Exatamente uma vez (HiveMQ, 2015). A descrição desses níveis são:

- QoS 0 - No máximo uma vez: a mensagem é enviada apenas uma vez e não haverá passos seguintes. Este nível de serviço garante uma entrega de melhor esforço, não garantindo a entrega. Dessa forma, a mensagem não será armazenada, nem haverá um *feedback* pelo destinatário, como visto na Figura C.3. Esse modo de transferência é o mais rápido e também o menos seguro, já que a mensagem será perdida, uma vez que o envio falhe ou o cliente esteja desconectado. Por este motivo, o nível QoS 0 é conhecido como “*fire and forget*”, traduzido como “dispare e esqueça”.

Figura C.3 – Esquema QoS 0: entrega no máximo uma vez.



Fonte: HiveMQ (2015).

- QoS 1 - Pelo menos uma vez: modo de transferência padrão. A entrega da mensagem é garantida ao receptor pelo menos uma vez (Figura C.4). O remetente armazena a mensagem até obter um pacote PUBACK do receptor que confirma o recebimento da mensagem. O remetente usa o identificador de pacote em cada pacote para combinar o pacote PUBLICAR com o pacote PUBACK correspondente e caso o remetente não receba o pacote PUBACK em um período razoável é possível que uma mensagem seja enviada ou entregue várias vezes até que haja retorno, podendo estes ocorrerem diversas vezes.

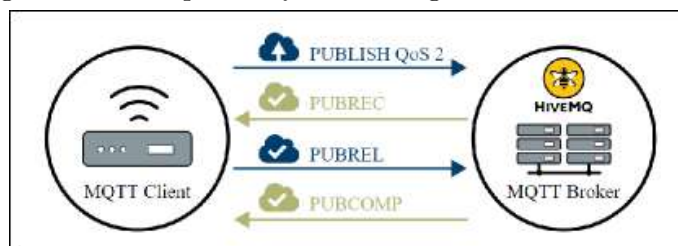
Figura C.4 – Esquema QoS 1: entrega pelo menos uma vez.



Fonte: HiveMQ (2015).

- QoS 2 - Exatamente uma vez: A mensagem é sempre entregue exatamente uma vez, podendo ser armazenada localmente no emissor e no receptor até ser processada, como ilustrado na Figura C.5. Este modo de transferência é o mais seguro e também o mais lento, pois, a garantia de entrega é fornecida por pelo menos dois fluxos de solicitação-resposta (*request-response* ou *four-part handshake*) entre o remetente e o destinatário antes que a mensagem seja excluída do emissor. Nos fluxos de solicitação-resposta temos o envio da mensagem (PUBLISH), a resposta de recebimento da mensagem (PUBREC), o aviso da recepção do PUBREC (PUBREL) e a confirmação de que o processo foi concluído e que pode ser feita a exclusão da mensagem (PUBCOMP). Após o recebimento do PUBREL, o receptor pode finalizar a mensagem e o emissor ao receber o PUBCOMP poderá excluir a mensagem publicada.

Figura C.5 – Esquema QoS 2: entrega exatamente uma vez.



Fonte: HiveMQ (2015).

Tendo em vista os conceitos abordados anteriormente, escolheu-se o Broker Aedes para desenvolver o papel de comunicação dos dados do sinal de ECG coletados pelo MCU ESP WROOM 32 e envio desses dados para a API.

De acordo com Pinheiro (2019), o Aedes é uma biblioteca de código aberto que oferece suporte ao MQTT no Node.js.

Esta biblioteca oferece três métodos de conexão:

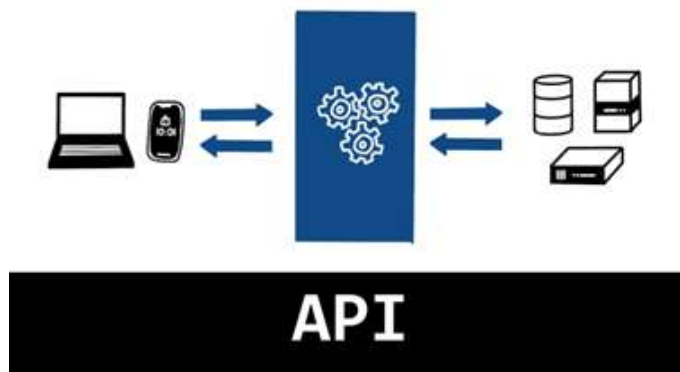
- i. A porta 8883, que é porta padrão do protocolo para conexões seguras;
- ii. Pela porta 1883, porta padrão do protocolo MQTT;
- iii. Via *websocket*, com a porta definida pelo administrador do *broker*.

C.1.3 Back-end: API e Banco de Dados

Uma API (*Application Programming Interface*) é uma interface que expõe os seus componentes como um serviço, permitindo que outro *software* possa interagir com esses componentes, possibilitando o compartilhamento dos dados armazenados com as aplicações que a consomem. De acordo com Moraes e Batista (2017), no contexto da Web, as API's facilitam a troca de dados entre aplicações, permitindo a criação de novas aplicações.

A possibilidade de integração com outro sistema, por meio de uma API, ocorre de tal forma que um sistema cliente pode receber serviços e trocar dados com um sistema servidor (SILVA, 2019). A Figura C.6 apresenta uma vantagem no uso do API quanto ao desenvolvimento de *software*, mostrando a liberdade de integração com a base de dados de diversas maneiras e exemplifica softwares diferentes, site e aplicativo móvel. Nesta representação, cada aplicação de interação com a base de dados utiliza uma regra de negócio unificada, evitando conflitos entre as funcionalidades das plataformas.

Figura C.6 – Esquema de integração API com base de dados.

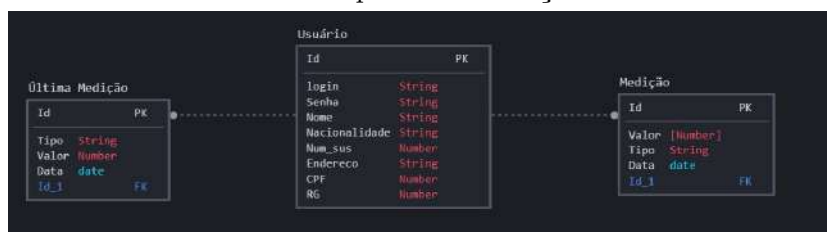


Fonte: <https://www.youtube.com/watch?v=T0DmHRdtqY0> (2020).

Existem variados serviços de bancos de dados, destacando-se o armazenamento das informações em nuvem. Para a aplicação neste trabalho, escolheu o MongoDB que é um banco de dados orientado a documentos que possui código aberto (*open source*) e foi projetado para armazenar uma grande escala de dados, além de permitir que se trabalhe de forma eficiente com grandes volumes. Neste banco de dados as informações são armazenadas, porém, o processo é mais fluido com os elementos tendo identificações únicas (KOVACS, 2022).

Segundo Kovacs (2022), as vantagens do MongoDB estão: sem necessidade de projetar o esquema do banco de dados; fornecimento de grande flexibilidade para os campos nos documentos; trabalho com dados heterogêneos; sem adição ou injeção de SQL; integração facilitada com diversas versões *open source*. E as desvantagens do MongoDB também estão descritas como: utilização de muita memória para armazenamento e estocagem dos dados; limitado a 16 MB de dados para armazenamento nos documentos. Por mais que o banco de dados não seja SQL (relacional), a Figura C.7 apresenta uma estrutura base do MongoDB para melhor organização dos registros.

Figura C.7 – Estrutura de Tabelas base para a construção do banco de dados no MongoDB.



Fonte: Autores (2022).

C.1.4 *Front-end* da Aplicação WEB

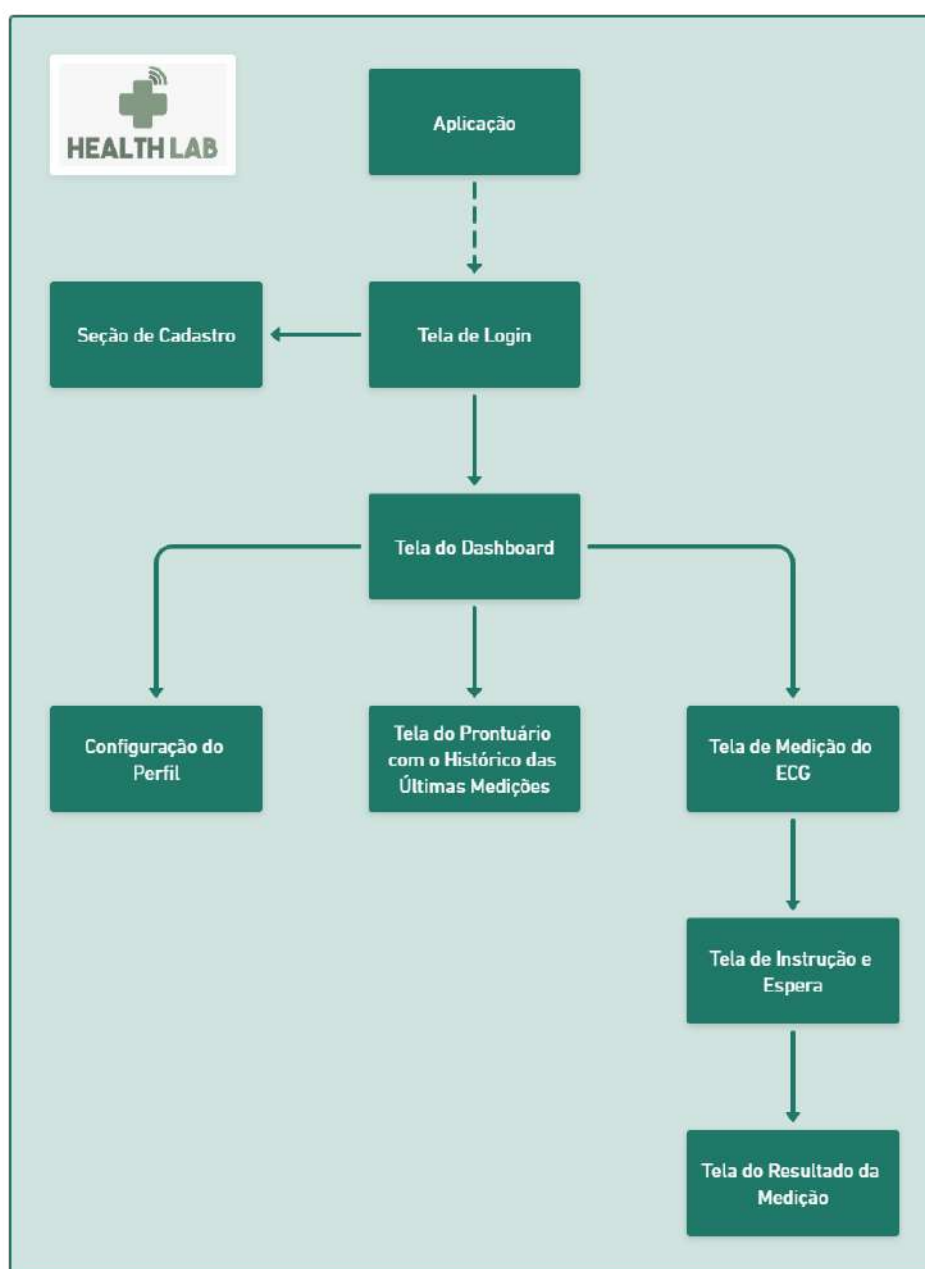
O *front-end* se refere ao que o usuário consegue visualizar e interagir em um site ou aplicativo, sendo toda a parte visível e disponível para o usuário, como cores, botões de ação, menus, textos e quaisquer outros elementos gráficos. Na interação do usuário com o sistema, o *front-end* também permite editar, enviar informações (SOUZA, 2019).

As tecnologias empregadas como fundamentais para a criação de um *front-end* de aplicação web são HTML, CSS e JavaScript. Existem tecnologias complementares que auxiliam e agilizam o processo de construção destas aplicações, que são as *frameworks* e bibliotecas.

A sigla HTML significa *HyperText Markup Language*, que traduzida ao português torna-se Linguagem de Marcação de HiperTextos. HTML não se trata de uma linguagem de programação, e sim de uma linguagem de marcação baseada em *tags* com sintaxe própria. CSS significa *Cascading Style Sheets*, que traduzido significa Folhas de Estilo em Cascata. CSS teve surgimento após o HTML e serve para definir a parte visual das páginas, ou seja, apresenta as informações, enquanto o HTML armazena estas informações. E o Javascript é uma linguagem interpretada, estruturada, funcional, dinâmica, baseada em protótipos e através do Javascript inclui-se em uma página estática elementos dinâmicos, a exemplo de formulários, mapas, animações, etc. (SOUZA, 2016).

A Figura C.8 apresenta a estrutura de aplicação web do sistema a ser desenvolvido com as ferramentas citadas acima: HTML, CSS, Javascript.

Figura C.8 – Estrutura da Aplicação WEB.



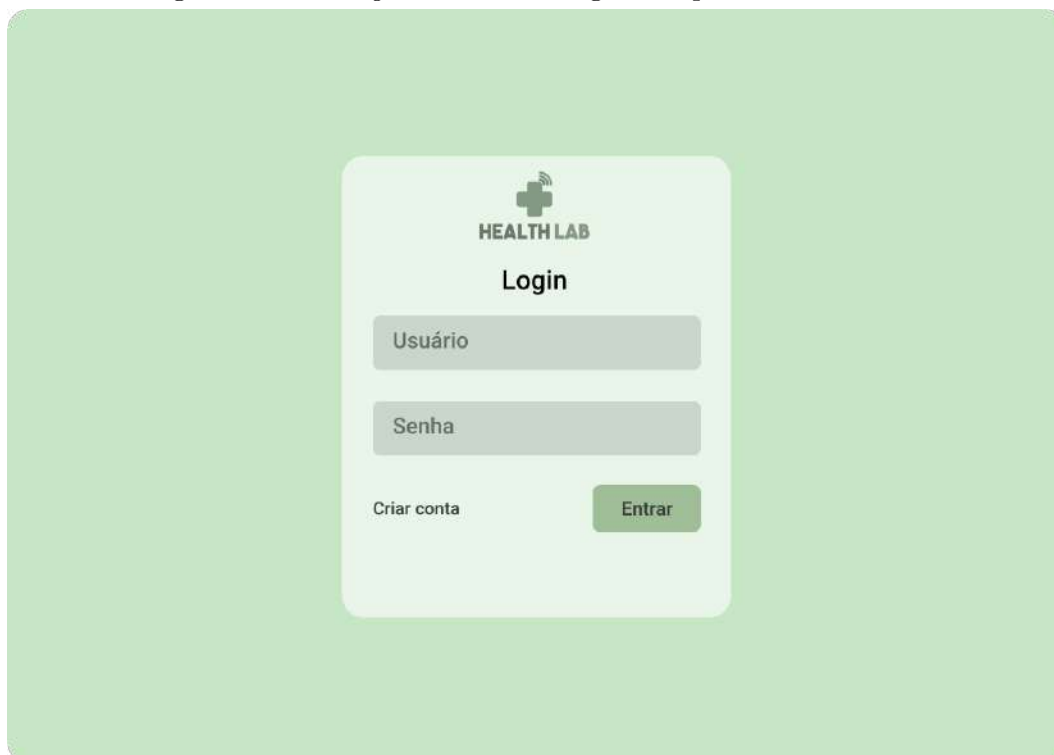
Fonte: Autores (2022).

O termo *Framework* pode ser traduzido como “Arcabouço” que é um conjunto de componentes utilizado na criação de uma base onde a aplicação será construída, auxiliando no desenvolvimento rápido e seguro de programas. Sobretudo, o principal objetivo de um *framework* é facilitar a detecção de erros e solucioná-los de uma maneira ágil, não sendo necessário reescrever o código (ROCHA et al. 2019). A ferramenta escolhida para desenvolvimento do *front-end* foi a React.JS, que é uma biblioteca JavaScript para desenvolvimento de UIs (*User Interface*, traduzido como Interface de Usuário) por meio da utilização de componentes. O *React* classifica-se como *open source* e a biblioteca é compatível com aplicativos Web e mobile (AZZOLINI, 2021).

Existem ferramentas para criar interfaces de usuário completas e interativas, como Adobe XD, Invision, Figma e outras. A ferramenta Figma está disponível *online* para prototipagem e criação de *design* completos usando apenas o navegador de internet, além de permitir salvar e armazenar os projetos na nuvem e compartilhá-los (PÍCOLO, 2021). Esta foi a ferramenta escolhida e utilizada para criação dos protótipos da aplicação *web* deste trabalho.

As imagens a seguir apresentam as telas sugeridas para a aplicação *web*: Figura C.9 ilustra a aplicação de entrada em que se tem o *login* e senha para acesso do usuário; Figura C.10 apresenta o *design* da tela de cadastro de usuário solicitando informações pessoais do usuário; Figura C.11 mostra o *design* da tela principal da aplicação *web* imprimindo na tela informações do ECG; Figura C.12 está representando a tela principal do aplicativo, contendo informações adicionadas durante o cadastro de usuário; Figura C.13 ilustra a aba do prontuário com amostra das medições do ECG; Figura C.14 mostra a aba de medição e opção de iniciar a medição; Figura C.15 apresenta a tela de instruções de como realizar as medições, constando a posição correta dos eletrodos no corpo; Figura C.16 representa a tela de conexão, atualizando sobre a medição, e; Figura C.17 mostra a estrutura da aplicação *web* com as medições do ECG e texto de diagnóstico do usuário.

Figura C.9 – *Design* da Tela de Login do aplicativo *HeathLab*.



Fonte: Autores (2023).

Figura C.10 – *Design* da Tela de Cadastro do Usuário.

The image shows a user registration form titled "CRIAR CONTA". At the top, there is a circular icon representing a person. Below the icon, there are eight input fields for registration data: "Nome completo", "Usuário", "Senha", "Nacionalidade", "Número do SUS", "Endereço Dociliar", "Número de CPF", and "Número de RG". A green "Confirmar" button is located at the bottom right of the form.

CRIAR CONTA

Nome completo

Usuário

Senha

Nacionalidade

Número do SUS

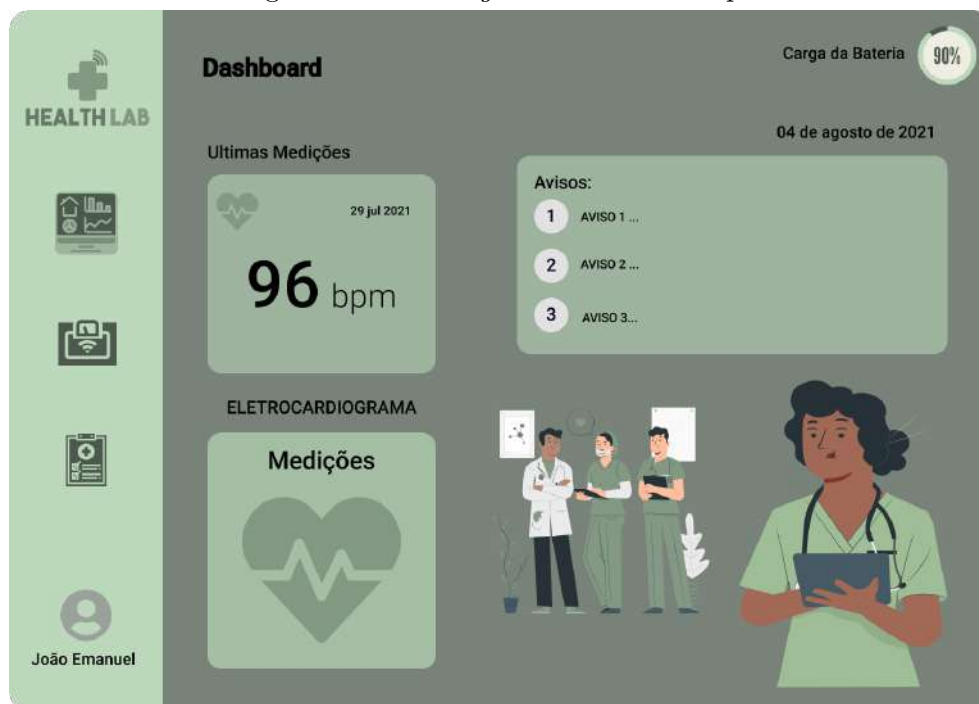
Endereço Dociliar

Número de CPF

Número de RG

Confirmar

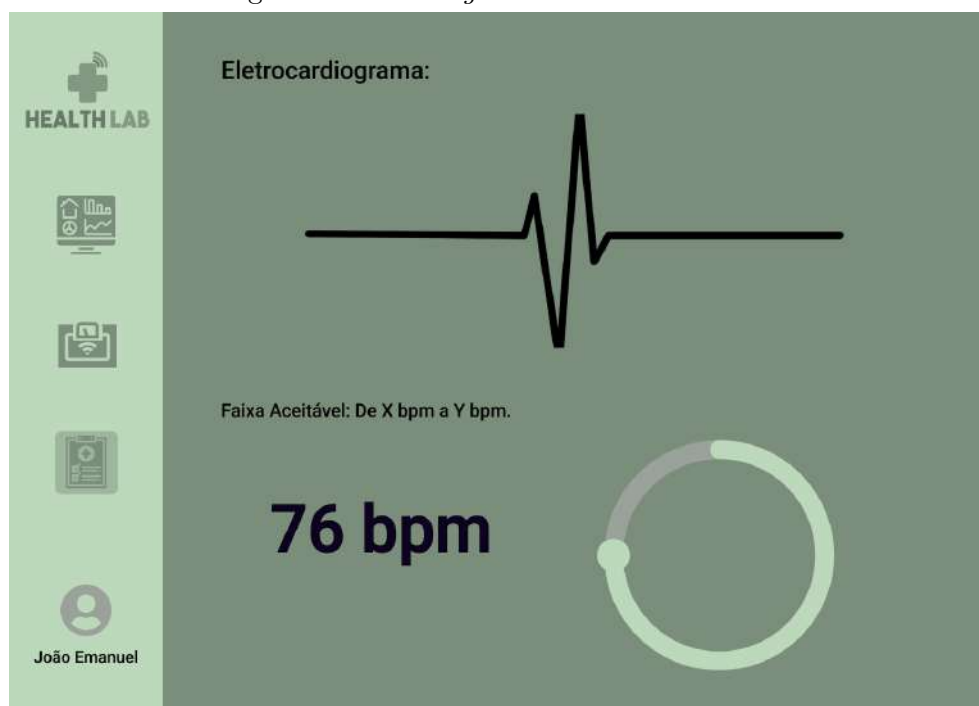
Fonte: Autores (2023).

Figura C.11 – *Design* do Painel Principal.

Fonte: Autores (2023).

Figura C.12 – *Design* do Painel Principal do aplicativo *HealthLab*.

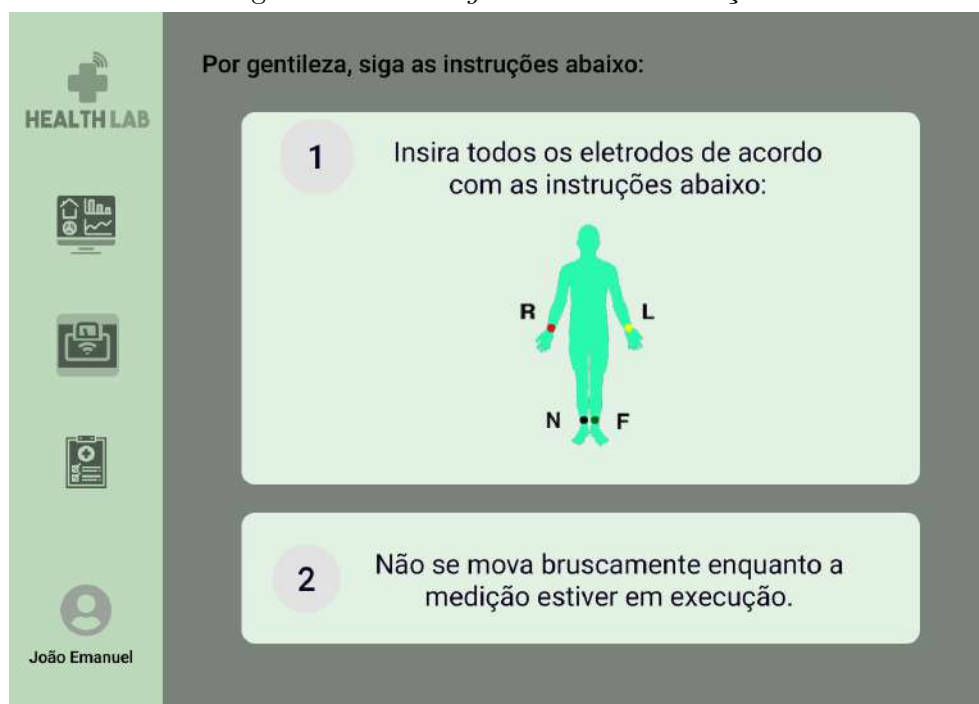
Fonte: Autores (2023).

Figura C.13 – *Design* da Aba de Prontuário.

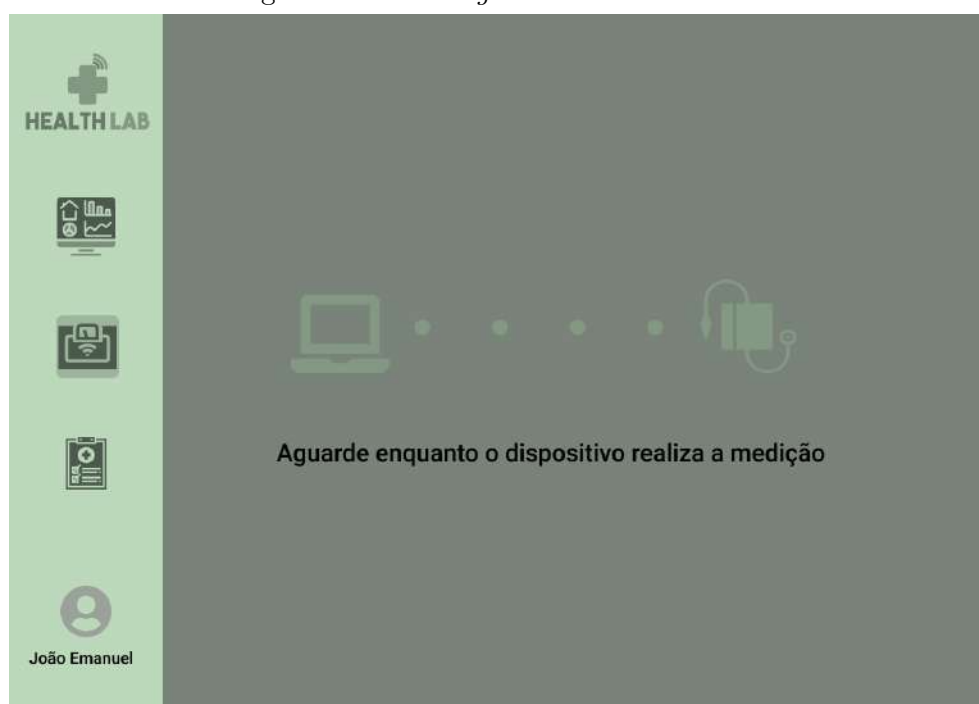
Fonte: Autores (2022).

Figura C.14 – *Design* da Aba de Medição.

Fonte: Autores (2023).

Figura C.15 – *Design* da Tela de Instruções.

Fonte: Autores (2023).

Figura C.16 – *Design* da Tela de Conexão.

Fonte: Autores (2023).

Figura C.17 – Estrutura da Aplicação WEB.



Fonte: Autores (2023).